

Rec'd PCT/PTO 11 MAR 2005

10/527447

PCT/JP03/11583

10.09.03

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日  
Date of Application: 2002年 9月13日

出 願 番 号  
Application Number: 特願2002-268033  
[ST. 10/C]: [JP2002-268033]

出 願 人  
Applicant(s): 株式会社トプコン

REC'D 30 OCT 2003

WIPO

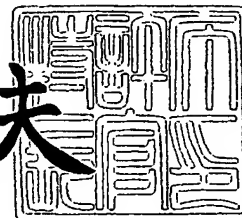
PCT

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年10月17日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



Best Available Copy

【書類名】 特許願

【整理番号】 P0625JP

【提出日】 平成14年 9月13日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 3/00

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

    【氏名】 三橋 俊文

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

    【氏名】 広原 陽子

【特許出願人】

    【識別番号】 000220343

    【氏名又は名称】 株式会社トプコン

【代理人】

    【識別番号】 100107010

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 橋爪 健

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 054885

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1

    【包括委任状番号】 9805699

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 矯正要素判定装置及び方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データに基づき、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成する画像データ形成部と、

上記画像データ形成部に与える矯正要素を設定する矯正要素設定部と、

上記矯正要素設定部で設定される矯正要素により矯正される、上記画像データ形成部で形成された矯正視標網膜画像データに基づき、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定する判定部と、

を備え、

上記矯正要素設定部は上記判定部の結果に基づき矯正要素を設定し、上記判定部が適正な矯正要素であると判定するまで上記矯正要素設定部が矯正要素を変化させるように構成されていることを特徴とする矯正要素判定装置。

【請求項 2】

上記矯正要素は、球面度数、乱視度数、乱視軸角度のいずれか一つ又は複数の組合せであることを特徴とする請求項 1 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 3】

上記矯正要素設定部は、球面度数、乱視軸角度、乱視度数の順に、矯正要素を変化させるようにし、

上記判定部は、球面度数、乱視軸角度、乱視度数の順に、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定するように構成されていることを特徴とする請求項 2 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 4】

上記画像データ形成部は、見え具合のシミュレーションを行う検眼用視標を、上記矯正要素として球面度数及び／又は乱視度数が選択された場合には、順次大ききの異なる検眼用視標に切り替えて、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成するように構成されていることを特徴とする

請求項 2 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 5】

上記画像データ形成部が見え具合のシミュレーションを行う検眼用視標は、球面度数又は乱視度数が適正であるかどうかを判断するときには、ランドルト環視標であることを特徴とする請求項 2 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 6】

上記判定部は、所定の検眼用視標のマッチング用のパターンデータとシミュレーションされた視標網膜画像データとを相関度合を比較することにより、適正な矯正要素であるかを判断するように構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 7】

上記判定部は、テンプレートの空間周波数に 2 次元フーリエ変換を施し、これと網膜像の空間周波数分布を掛け合わせてテンプレートマッチングで判定を行うように構成されていることを特徴とする請求項 6 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 8】

上記画像データ形成部は、波面収差から瞳関数を演算し、視力視標の輝度分布関数を演算し、これに眼球の空間周波数分布を掛け合わせて、これを 2 次元逆フーリエ変換して、被検眼の屈折力分布を示す測定データをシミュレーションした視標網膜画像データ及び／又は設定される矯正要素により矯正された視標網膜画像データを求めるように構成されていることを特徴とする請求項 6 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 9】

上記画像データ形成部は、少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データと、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションとして、MTF のデータを形成し、

上記判定部は、形成された MTF のデータにより適正な矯正要素か否かを判断するように構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 10】

上記矯正要素設定部は、弱矯正方向から矯正を行うように構成されていること

を特徴とする請求項 1 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 1 1】

上記矯正要素設定部は、自覚測定手順に従って、矯正を行うように構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 1 2】

さらに、上記判定部での判定の結果及び画像データ形成部で形成された視標網膜画像データを表示するため、又は適正な矯正要素とその近傍の矯正要素による視標網膜画像データを表示するための表示部を有することを特徴とする請求項 1 記載の矯正要素判定装置。

【請求項 1 3】

少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データに基づき、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成するステップと、

上記視標網膜画像データを形成するための矯正要素を設定するステップと、

上記矯正要素を設定するステップで設定される矯正要素により矯正される上記視標網膜画像データを形成するステップで形成された矯正視標網膜画像データに基づき、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定するステップと、  
を含み、

上記矯正要素を設定するステップは上記判定するステップの結果に基づき矯正要素を設定し、上記判定するステップが適正な矯正要素であると判定するまで上記矯正要素を設定するステップが矯正要素を変化させるように構成されていることを特徴とする矯正要素判定方法。

【請求項 1 4】

上記矯正要素は、球面度数、乱視度数、乱視軸角度のいずれか一つ又は複数の組合せであることを特徴とする請求項 1 3 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 1 5】

上記矯正要素を設定するステップは、球面度数、乱視軸角度、乱視度数の順に、矯正要素を変化させるようにし、

上記判定するステップは、球面度数、乱視度数、乱視軸角度の順に、適正な矯

正要素が設定されているかどうかを判定するように構成されていることを特徴とする請求項 14 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 16】

上記視標網膜画像データを形成するステップは、見え具合のシミュレーションを行う検眼用視標を、上記矯正要素として球面度数及び／又は乱視度数が選択された場合には、順次大きさの異なる検眼用視標に切り替えて、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成するように構成されていることを特徴とする請求項 14 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 17】

上記視標網膜画像データを形成するステップが見え具合のシミュレーションを行う検眼用視標は、球面度数又は乱視度数が適正であるかどうかを判断するときには、ランドルト環視標であることを特徴とする請求項 14 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 18】

上記判定するステップは、所定の検眼用視標のマッチング用のパターンデータとシミュレーションされた視標網膜画像データとの相関度合を比較することにより、適正な矯正要素であるかを判断するように構成されていることを特徴とする請求項 13 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 19】

上記判定するステップは、テンプレートの空間周波数に 2 次元フーリエ変換を施し、これと網膜像の空間周波数分布を掛け合わせてテンプレートマッチングで判定を行うように構成されていることを特徴とする請求項 18 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 20】

上記視標網膜画像データを形成するステップは、波面収差から瞳関数を演算し、視力視標の輝度分布関数を演算し、これに眼球の空間周波数分布を掛け合わせて、これを 2 次元逆フーリエ変換して、被検眼の屈折力分布を示す測定データをシミュレーションした視標網膜画像データ及び／又は設定される矯正要素により矯正された視標網膜画像データを求めるように構成されていることを特徴とする

請求項 18 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 21】

上記視標網膜画像データを形成するステップは、少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データと、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションとして、MTF のデータを形成し、

上記判定するステップは、形成された MTF のデータにより適正な矯正要素か否かを判断するように構成されていることを特徴とする請求項 13 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 22】

上記矯正要素を設定するステップは、弱矯正方向から矯正を行うように構成されていることを特徴とする請求項 13 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 23】

上記矯正要素を設定するステップは、自覚測定手順に従って、矯正を行うように構成されていることを特徴とする請求項 13 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 24】

乱視度数と乱視軸角度を精密測定するステップをさらに含む請求項 13 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 25】

求められた球面度数を微調整して一層大きな視力の値を得られる球面度数を求めるための球面度数微調整ステップをさらに含む請求項 13 記載の矯正要素判定方法。

【請求項 26】

被検眼の屈折力分布を示す測定データ中の第 1 の球面度数を矯正要素として用いて、請求項 12 に記載された矯正要素判定方法により、第 2 の球面度数を算出するステップと、

第 2 の球面度数から、被検眼の屈折力分布を示す測定データ中の第 1 の乱視度数に従う値を補正することにより第 2 の球面度数を求めるステップと、

第 2 の球面度数を矯正要素として用いて、請求項 13 に記載された矯正要素判定方法により、第 2 の乱視度数を算出するステップと

を含む矯正要素判定方法。

【請求項 27】

上記波面収差は、高次収差を含むことを特徴とする請求項 13 乃至 26 のいずれかに記載の矯正要素判定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、矯正要素判定装置及び方法に係り、特に、自覚値に近い測定を波面収差を基に他覚的に行うための矯正要素判定装置及び方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、眼の屈折データを他覚的に測定するための技術として、レフラクトメータによる S（球面度数）、C（乱視度数）、A（乱視軸角度）等の矯正要素の測定が行われてる。また、最近では高次収差まで測定できる眼特性測定装置も開発され、レフラクトメータのようなたとえば  $\phi 3\text{ mm}$  のリングなどのような線上の S、C、A 等の矯正要素を低次収差から算出できるようになった。このような、眼特性測定装置を使うと、特に屈折矯正手術後や病眼などにおいてはレフラクトメータより自覚値に近い値が算出されるようになった。例えば、次に挙げる文献等参照。

【特許文献 1】

特願 2001-119145

【特許文献 2】

特願 2001-120002

【特許文献 3】

特願 2001-119086

【特許文献 4】

特願 2000-318534

【0003】

【発明が解決しようとする課題】



しかし、従来の眼特性測定装置の他覚的算出結果と自覚値には、まだなお差が生じる場合があり、S、C、A等の矯正要素の評価としては不十分な場合があった。

図19に、他覚的検査と自覚的検査との比較図を示す。

図示のように、他覚的検査（他覚的屈折）と自覚的検査（自覚的屈折）の結果が等しい場合はライン上にプロットされるが、実際はこれらの検査結果に差がある場合がある。特に、矢印で示すプロットでは、他覚的検査では-15程度であるのに対し、自覚的検査では-7.5程度という極めて大きな隔たりがあることを示す。

#### 【0004】

そこで、本発明は、高次収差まで測定できる眼特性測定装置で測定した結果から、他覚的な完全矯正時にあたる高次収差のみの場合だけでなく、低次収差を付加した場合に、例えばヒューマンオブザーバモデルを評価し、例えば画像の見えがよくなるような低次収差量を算出し、このときのS、C、A等の矯正要素のデータを求めることでより自覚値に近い結果を得ることを目的とする。

#### 【0005】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明の第1の解決手段によると、

少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データに基づき、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成する画像データ形成部と、

上記画像データ形成部に与える矯正要素を設定する矯正要素設定部と、

上記矯正要素設定部で設定される矯正要素により矯正される、上記画像データ形成部で形成された矯正視標網膜画像データに基づき、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定する判定部と、

を備え、

上記矯正要素設定部は上記判定部の結果に基づき矯正要素を設定し、上記判定部が適正な矯正要素であると判定するまで上記矯正要素設定部が矯正要素を変化させるように構成されていることを特徴とする矯正要素判定装置が提供される。

## 【0006】

本発明の第2の解決手段によると、

少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データに基づき、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成するステップと、

上記視標網膜画像データを形成するための矯正要素を設定するステップと、

上記矯正要素を設定するステップで設定される矯正要素により矯正される上記視標網膜画像データを形成するステップで形成された矯正視標網膜画像データに基づき、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定するステップと、  
を含み、

上記矯正要素を設定するステップは上記判定するステップの結果に基づき矯正要素を設定し、上記判定するステップが適正な矯正要素であると判定するまで上記矯正要素を設定するステップが矯正要素を変化させるように構成されていることを特徴とする矯正要素判定方法が提供される。

## 【0007】

本発明の第3の解決手段によると、

被検眼の屈折力分布を示す測定データ中の第1の球面度数を矯正要素として用いて、上述のような矯正要素判定方法により、第2の球面度数を算出するステップと、

第2の球面度数から、被検眼の屈折力分布を示す測定データ中の第1の乱視度数に従う値を補正することにより第2の球面度数を求めるステップと、

第2の球面度数を矯正要素として用いて、上述のような矯正要素判定方法により、第2の乱視度数を算出するステップと  
を含む矯正要素判定方法が提供される。

## 【0008】

## 【発明の実施の形態】

## 1. 眼光学特性測定装置

図1は、眼光学特性測定装置の光学系100の構成図である。

眼光学特性測定装置の光学系100は、対象物である被測定眼60の光学特性

を測定する装置であって、第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80とを備える。なお、被測定眼60については、図中、網膜61、角膜62が示されている。

#### 【0009】

第1照明光学系10は、例えば、第1波長の光束を発するための第1光源部11と、集光レンズ12とを備え、第1光源部11からの光束で被測定眼60の網膜（眼底）61上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第1光源部11から発せられる照明用の光束の第1波長は、赤外域の波長（例えば、780nm）である。

#### 【0010】

また、第1光源部11は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第1光源部11は、例えば、スーパーluminescenceダイオード（SLD）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部11は、SLDに限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンス大きいレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることで、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいLEDであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することで、利用することができる。

#### 【0011】

第1受光光学系20は、例えば、コリメートレンズ21と、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる光束（第1光束）の一部を、少なくとも、17本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板22と、このハルトマン板22で変換された複数のビームを受光するための第1受光部23とを備え、第1光束を第1受光部23に導くためのものである。また、ここでは、第1受光部23は、リードアウトノイズの少ないCCDが採用されているが、CCDとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の1000\*1000素子の冷却CCD等、適宜のタイプのものを適用することができる。

## 【0012】

第2照明光学系70は、第2光源72と、プラチドリング71を備える。なお、第2光源72を省略することもできる。プラチドリング(PLACIDO'S DISC)71は、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影するためのものである。なお、複数の同心輪帯からなるパターンの指標は、所定のパターンの指標の一例であり、他の適宜のパターンを用いることができる。そして、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影することができる。

## 【0013】

第2送光光学系80は、例えば、後述するアライメント調整及び座標原点、座標軸の測定・調整を主に行うものであって、第2波長の光束を発するための第2光源部31と、集光レンズ32と、ビームスプリッター33を備える。

## 【0014】

第2受光光学系30は、集光レンズ34、第2受光部35を備える。第2受光光学系30は、第2照明光学系70から照明されたプラチドリング71のパターンが、被測定眼60の前眼部又は角膜62から反射して戻ってくる光束(第2光束)を、第2受光部35に導く。また、第2光源部31から発せられ被測定眼60の角膜62から反射し、戻ってくる光束を第2受光部35に導くこともできる。なお、第2光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長(ここでは、780nm)と異なると共に、長い波長を選択できる(例えば、940nm)。

## 【0015】

共通光学系40は、第1照明光学系10から発せられる光束の光軸上に配され、第1及び第2照明光学系10及び70、第1及び第2受光光学系20及び30、第2送光光学系80等に共通に含まれ得るものであり、例えば、アフォーカルレンズ42と、ビームスプリッター43、45と、集光レンズ44とを備える。また、ビームスプリッター43は、第2光源部31の波長を被測定眼60に送光(反射)し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第2光束を反射し、一方、第1光源部11の波長を透過するようなミラー(例えば、ダイクロイッ

クミラー)で形成される。ビームスプリッター45は、第1光源部11の光束を被測定眼60に送光(反射)し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第1光束を、透過するようなミラー(例えば、偏光ビームスプリッター)で形成される。このビームスプリッター43、45によって、第1及び2光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

#### 【0016】

調整用光学系50は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第3光源部51と、第4光源部55と、集光レンズ52、53と、第3受光部54を備え、主に作動距離調整を行うものである。

#### 【0017】

第3照明光学系90は、例えば、被検眼の固視や雲霧をさせるための視標を投影する光路を含むものであって、第3光源部(例えば、ランプ)91、固視標92、リレーレンズ93を備える。第3光源部91からの光束で固視標92を眼底61に照射することができ、被検眼60にその像を観察させる。固視標92と眼底61とが第3照明光学系90によって、共役な関係にある。

#### 【0018】

つぎに、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、第2受光光学系30及び第2送光光学系80により実施される。

#### 【0019】

まず、第2光源部31からの光束は、集光レンズ32、ビームスプリッター33、43、アフォーカルレンズ42を介して、対象物である被測定眼60を略平行な光束で照明する。被測定眼60の角膜62で反射した反射光束は、あたかも角膜62の曲率半径の $1/2$ の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ42、ビームスプリッター43、33及び集光レンズ34を介して、第2受光部35にスポット像として受光される。

#### 【0020】

ここで、この第2受光部35上のスポット像を光軸上から外れている場合、眼光学特性測定装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像を光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了

する。なお、アライメント調整は、被測定眼 60 の角膜 62 を第 3 光源部 51 により照明し、この照明により得られた被測定眼 60 の像が第 2 受光部 35 上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

#### 【0021】

つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系 50 により実施される。

まず、作動距離調整は、例えば、第 4 光源部 55 から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼 60 に向けて照射すると共に、この被測定眼 60 から反射された光を、集光レンズ 52、53 を介して第 3 受光部 54 で受光することにより行われる。また、被測定眼 60 が適正な作動距離にある場合、第 3 受光部 54 の光軸上に、第 4 光源部 55 からのスポット像が形成される。一方、被測定眼 60 が適正な作動距離から前後に外れた場合、第 4 光源部 55 からのスポット像は、第 3 受光部 54 の光軸より上又は下に形成される。なお、第 3 受光部 54 は、第 4 光源部 55、光軸、第 3 受光部 54 を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された 1 次元 CCD、ポジションセンシングデバイス (PSD) 等を適用できる。

#### 【0022】

つぎに、第 1 照明光学系 10 と第 1 受光光学系 20 との位置関係を説明する。

第 1 受光光学系 20 には、ビームスプリッター 45 が挿入されており、このビームスプリッター 45 によって、第 1 照明光学系 10 からの光は、被測定眼 60 に送光されると共に、被測定眼 60 からの反射光は、透過される。第 1 受光光学系 20 に含まれる第 1 受光部 23 は、変換部材であるハルトマン板 22 を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

#### 【0023】

また、第 1 光源部 11 と被測定眼 60 の網膜 61 とは、共役な関係を形成している。被測定眼 60 の網膜 61 と第 1 受光部 23 とは、共役である。また、ハルトマン板 22 と被測定眼 60 の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、アフォーカルレンズ 42 の前側焦点は、被測定眼 60 の前眼部である角膜 62 及び瞳孔と略一致している。

## 【0024】

また、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1光源部11からの光束が、集光する点で反射されたとして、第1受光部23での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1受光部23での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第1光源部11からの光束は、被測定眼60の網膜61上で集光する。

## 【0025】

また、レンズ12は、光源11の拡散光を平行光に変換する。絞り14は、眼の瞳、あるいはハルトマンプレート21と光学的に共役の位置にある。絞り14は、径がハルトマンプレート21の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測（受光側だけに目の収差が影響する方法）が成り立つ様になっている。レンズ13は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り14と一致するように配置されている。

## 【0026】

また、光線15は、光線24とビームスプリッター45で共通光路になった後は、近軸的には、光線24と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定的时候は、それぞれの光線の径は違い、光線15のビーム径は、光線24に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線15のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で1mm程度、光線24のビーム径は、7mm程度になることもある（なお、図中、光線15のビームスプリッター45から眼底61までは省略している）。

## 【0027】

つぎに、変換部材であるハルトマン板22について説明する。

第1受光光学系20に含まれるハルトマン板22は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板22には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部（被測定眼60）について、被測定眼60の球面成分、3次の非点収差、その他の高次収差までも測定するには、被測定眼60を介した少なく

とも17本のビームで測定する必要がある。

#### 【0028】

また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレードとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した8レベルの光路長差を施したもので、高い集光率（例えば、98%）を達成している。

#### 【0029】

また、被測定眼60の網膜61からの反射光は、アフォーカルレンズ42、コリメートレンズ21を通過し、ハルトマン板22を介して、第1受光部23上に集光する。したがって、ハルトマン板22は、反射光束を少なくとも、17本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

#### 【0030】

図2は、眼光学特性測定装置の電気系200の構成図である。眼光学特性測定装置に関する電気系200は、例えば、演算部210と、制御部220と、表示部230と、メモリ240と、第1駆動部250及び第2駆動部260、入力部270とを備える。演算部210は、画像データ形成部211、矯正要素設定部213、判定部212を有する。

#### 【0031】

演算部210は、第1受光部23から得られる受光信号④、第2受光部35から得られる受光信号⑦、第3受光部54から得られる受光信号(10)を入力すると共に、座標原点、座標軸、座標の移動、回転、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、ストレール比（Strehl比）、白色光MTF、ランドルト環パターン等を演算する。また、このような演算結果に応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部220と、表示部230と、メモリ240とにそれぞれ出力する。なお、演算210の動作の詳細は後述する。

#### 【0032】

画像データ形成部211は、少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データに基づき、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュ



レーションを行い視標網膜画像データを形成する。被検眼の波面収差には高次収差まで含まれる。矯正要素設定部 213 は、画像データ形成部 211 に与える矯正要素を設定する。判定部 212 は、矯正要素設定部 213 で設定される矯正要素により矯正され、且つ、画像データ形成部 211 で形成された矯正視標網膜画像データに基づき、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定する。また、矯正要素設定部 213 は、判定部 212 の結果に基づき矯正要素を設定し、且つ、判定部 212 が適正な矯正要素であると判定するまで、矯正要素を繰り返し変化させるように構成されている。矯正要素は、球面度数、乱視度数、乱視軸角度のいずれか一つ又は複数の組合せである。

#### 【0033】

矯正要素設定部 213 は、球面度数、乱視軸角度、乱視度数の順に、矯正要素を変化させるようにし、判定部 212 は、球面度数、乱視軸角度、乱視度数の順に、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定するように構成することができる。また、画像データ形成部 211 は、見え具合のシミュレーションを行う検眼用視標を、上記矯正要素として球面度数及び／又は乱視度数が選択された場合には、順次大きさの異なる検眼用視標に切り替えて、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成することができる。画像データ形成部 211 が見え具合のシミュレーションを行う検眼用視標は、球面度数又は乱視度数が適正であるかどうかを判断するときには、例えば、ランドルト環視標を用いることができ、又、文字視標、自然画像を用いると有効な場合もある。さらに対比視標を用いることもある。

#### 【0034】

判定部 212 は、所定の検眼用視標のマッチング用のパターンデータとシミュレーションされた視標網膜画像データとの相関度合を比較することにより、適正な矯正要素であるかを判断するように構成することができる。このとき、判定部 212 は、例えば、テンプレートの空間周波数に 2 次元フーリエ変換を施し、これと網膜像の空間周波数分布を掛け合わせてテンプレートマッチングで判定を行うことができる。そして、画像データ形成部 211 は、波面収差から瞳関数を演算し、視力視標の輝度分布関数を演算し、これに眼球の空間周波数分布を掛け合

わせて、これを 2 次元逆フーリエ変換して、被検眼の屈折力分布を示す測定データをシミュレーションした視標網膜画像データ及び／又は設定される矯正要素により矯正された視標網膜画像データを求めるように構成することができる。

#### 【0035】

また、画像データ形成部 211 は、少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データと、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションとして、MTF のデータを形成し、判定部 212 は、形成された MTF のデータにより適正な矯正要素か否かを判断するように構成することができる。

矯正要素設定部 213 は、通常の場合、弱矯正方向から矯正を行うように構成することができる。さらに、矯正要素設定部 213 は、自覚測定手順に従って、矯正を行うように構成することができる。

#### 【0036】

制御部 220 は、演算部 210 からの制御信号に基づいて、第 1 光源部 11 の点灯、消灯を制御したり、第 1 駆動部 250 及び第 2 駆動部 260 を制御するものであり、例えば、演算部 210 での演算結果に応じた信号に基づいて、第 1 光源部 11 に対して信号①を出力し、プラチドリング 71 に対して信号⑤を出力し、第 2 光源部 31 に対して信号⑥を出力し、第 3 光源部 51 に対して信号⑧を出力し、第 4 光源部 55 に対して信号⑨を出力し、第 5 光源部 91 に対して、信号(11)を出力し、さらに、第 1 駆動部 250 及び第 2 駆動部 260 に対して信号を出力する。

#### 【0037】

第 1 駆動部 250 は、例えば、演算部 210 に入力された第 1 受光部 23 からの受光信号④に基づいて、第 1 照明光学系 10 全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第 1 駆動部 250 は、第 1 照明光学系 10 の移動、調節を行うことができる。

#### 【0038】

第 2 駆動部 260 は、例えば、演算部 210 に入力された第 1 受光部 23 から

の受光信号④に基づいて、第1受光光学系20全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号③を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第2駆動部260は、第1受光光学系20の移動、調節を行うことができる。

【0039】

## 2. ゼルニケ解析

つぎに、ゼルニケ解析について説明する。一般に知られているゼルニケ多項式からゼルニケ係数 $C_i^{2j-i}$ を算出する方法について説明する。ゼルニケ係数 $C_i^{2j-i}$ は、例えば、ハルトマン板22を介して第1受光部23で得られた光束の傾き角に基づいて被検眼60の光学特性を把握するための重要なパラメータである。

被検眼60の波面収差 $W(X, Y)$ は、ゼルニケ係数 $C_i^{2j-i}$ 、ゼルニケ多項式 $Z_i^{2j-i}$ を用いて次式で表される。

【0040】

【数1】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y)$$

ただし、 $(X, Y)$ はハルトマン板22の縦横の座標である。

【0041】

また、波面収差 $W(X, Y)$ は、第1受光部23の縦横の座標を $(x, y)$ 、ハルトマン板22と第1受光部23の距離を $f$ 、第1受光部23で受光される点像の移動距離を $(\Delta x, \Delta y)$ とすると、次式の関係が成り立つ。

【0042】

【数2】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f}$$

【0043】

【数 3】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

【0044】

ここで、ゼルニケ多項式  $Z_{i \ 2j-i}$  は、以下の数式 4 及び数式 5 で表される。

図 3 に、 $(r, t)$  座標のゼルニケ係数の図、及び、図 4 に、 $(x, y)$  座標のゼルニケ係数の図をそれぞれ示す。ゼルニケ多項式  $Z_{i \ 2j-i}$  は、具体的には、これらの図で示された通りとなる。

【0045】

【数 4】

$$Z_n^m = R_n^m(r) \begin{cases} \sin \\ \cos \end{cases} \{m\theta\}$$

$$m > 0 \quad \sin$$

$$m \leq 0 \quad \cos$$

【0046】

【数 5】

$$R_n^m(r) = \sum_{S=0}^{(n-m)/2} (-1)^S \frac{(n-S)!}{S! \left\{ \frac{1}{2}(n-m)-S \right\}! \left\{ \frac{1}{2}(n+m)-S \right\}!} r^m$$

【0047】

なお、ゼルニケ係数  $C_{i \ 2j-i}$  は、以下の数式 6 で表される自乗誤差を最小にすることにより具体的な値を得ることができる。

【0048】

## 【数6】

$$S(x) = \sum_{i=1}^{\text{data number}} \left[ \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial X} - \frac{\Delta x_i}{f} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial Y} - \frac{\Delta y_i}{f} \right\}^2 \right]$$

## 【0049】

ただし、 $W(X, Y)$  : 波面収差、 $(X, Y)$  : ハルトマン板座標、 $(\Delta x, \Delta y)$  : 第1受光部23で受光される点像の移動距離、 $f$  : ハルトマン板22と第1受光部23との距離、 $m$  : データ数。

演算部210は、ゼルニケ係数 $C_{2j-i}$ を算出し、これを用いて球面収差、コマ収差、非点収差等の眼光学特性を求める。更に第1受光光学系の移動量と波面収差に基づいて被検眼の球面度数を求める。

## 【0050】

## 3. ランドルト環

図5に、ランドルト環の説明図を示す。

以下に、ランドルト環の輝度分布関数 $L_{\text{and}}(x, y)$ のデータの作成について説明する。

## 【0051】

ランドルト環は確認できる最小視角の逆数で表され、1分の視角を確認できる能力を、視力1.0という。例えば、確認できる最小視角が2分なら視力は $1 \div 2$ で0.5、10分なら $1 \div 10$ で0.1と定義されている。一般にランドルト環は、図に示すように外側のリングの大きさに対して $1/5$ の大きさの隙間を空けたものを指標として用いる。

眼底に投影されるランドルト環の大きさ $d$ は、視力 $V$ のときに

## 【0052】

## 【数7】

$$d = 5 \times 2 \cdot R \tan \left( \frac{1}{60 \cdot V} \times \frac{1}{2} \right)$$

(R: 瞳から像点(網膜)までの距離)

#### 【0053】

で計算できる。この式とランドルト環の定義をもとにランドルト環の黒い部分を0、白い部分を1としてランドルト環の輝度分布関数  $L and (x, y)$  を作成する。作成された輝度分布関数  $L and (x, y)$  のデータはメモリ240に記憶され、演算部210により読み出され、所定の視力に対応して設定される。

#### 【0054】

### 4. 矯正要素判定方法(第1の実施の形態)

図6に、矯正要素判定の第1の実施の形態のフローチャートを示す。

まず、眼特性測定装置は、被検眼の瞳位置のX、Y、Z軸をアライメントする(S101)。次に、測定装置は、可動部の原点移動を行う(S103)。例えば、ハルトマン板やプラチドリリング等をゼロディオプターに合わせる。演算部210は、測定された受光信号④、⑦及び/又は(10)に基づき、全波面収差、ゼルニケ係数等の眼球光学系データを測定する(S105)。演算部210は、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成して、矯正データ(矯正要素)を算出する(S107)。矯正要素としては、例えば、球面度数(S)、乱視度数(C)、乱視軸角度(A)のいずれか又は、これらのうちの複数である。この処理の詳細は後述する。演算部210は、矯正要素、矯正要素で矯正された画像シミュレーションデータ等を表示部230及びメモリ240に出力する(S109)。

#### 【0055】

具体的な表示例を以下に示す。

上述の方法により矯正値が求まった場合、矯正手段の球面度数、乱視度数、乱視軸角度を、たとえばダイアログボックスなどのユーザーインターフェースから入力し、測定された球面度数(測定球面度数-矯正手段の球面度数がデフォーカスのディオプター量になる)、乱視度数、乱視軸角度(測定乱視量からの波面収差量-矯正手段の乱視量からの波面収差量の差がシミュレーション用の波面収差への乱視の寄与量になる)や高次収差から、視力チャートのシミュレーションを行い表示することができる。

また、このときのシミュレーションには、矯正値を推測するために使った元視標画像のみならず、違う度数のランドルト環、それ以外の文字視標、たとえばスネーレン文字視標全体なども使用できる。また、ユーザーが好みの視標あるいはこれに類似するものを、シミュレーションの元画像として使用することができるようにするために、ユーザーが好みの視標の画像をスキャナーで操作入力したり、Bitmapなどの画像データとして入力したり、ドロープログラムや機械設計CADプログラムなどで描いた、視標にデータを入力し、これにたいし、シミュレーションを行い、表示することができる。また、この好みの視標の中には、自然画像も含まれる。

#### 【0056】

シミュレーションの結果の表示の一例としては、図20に示すように被検眼の波面収差による測定に基づくストレール比が最良となる矯正要素、オートレフラクトメータによる測定の結果である矯正要素、必要により入力される自覚検眼による矯正要素及び本実施例に記載された処理により求めた矯正データによるシミュレーションされた視標網膜画像が表示される。図20に示した表示範囲は、各種矯正要素を全て含む範囲としているが、そのうちの幾つかが含まれる範囲とすることもできる。表示範囲の指定は、球面度数、乱視度数、乱視軸角度の入力として、このうちの1つを範囲で指定することも可能である。この機能は、最終確認のみならず、どのような深度方向の光学特性を持っているかが明確になるため、老眼や調節機能の研究にも非常に有効である。

#### 【0057】

ところで、この表示は、網膜像シミュレーションのみにかぎらず、空間周波数特性(MTF)や点像強度分布(PSF)にも適応することができる(図21(A))。MTFの特定空間周波数、または、点像強度分布のストレール比などを、たとえば、球面度数の入力された範囲で出力することも可能である(図21(B))。

#### 【0058】

##### 4-1. 矯正データ算出(球面度数-1)

図7に、矯正データ算出(球面度数-1)についてのフローチャートを示す。

まず、演算部 210 は、仮球面度数  $S_r$  を算出する (S401)。仮球面度数  $S_r$  としては、例えば、レフ値、もしくは波面収差から算出した値などを用いてもよいし、予めメモリ 240 に記憶してある値や入力部から入力された値を用いてもよい。

#### 【0059】

つぎに、演算部 210 は、シミュレーション用球面度数  $S_s$ 、ランドルト環の大きさを設定する (S403)。 $S_s$  は、通常は、 $S_r$  に対して、弱矯正に設定する (結果的に近視になるように) (例えば、 $S_s = S_r + 5D$ )。例えば、ランドルト環の大きさは、 $S_r$  から適宜算出したり、 $S_r$  又は他の矯正要素やゼルニケ値に対する視力値を記憶した対応表を予めメモリ 240 に記憶しておき、演算部 210 がそれを参照することによりランドルト環の大きさを決めることができる。

つぎに、演算部 210 の画像データ形成部 211 は、ランドルト環網膜像シミュレーションを行い、視標網膜画像データを得る (S405)。ここで、画像データ形成部 211 は、まず予め定められたある方向 (例えば上、下、右、左の方向にリングの隙間が空いたもの) のランドルト環に対して行う。すなわち、画像データ形成部 211 は、ステップ S105 で測定された波面収差に従い、ランドルト環がどのような見え具合であるかを示す視標網膜画像データをシミュレーションにより求める。このシミュレーションの具体的処理は後述する。

#### 【0060】

つぎに、演算部 210 の判定部 212 は、ランドルト環テンプレートマッチングを行う (S407)。判定部 212 は、シミュレーションで得られた視標網膜画像データとある方向のランドルト環とのテンプレートマッチングを行い、そのときの方向と一致度を示す点数  $n$  をメモリ 240 に記憶しておく。この具体的処理は後述する。

判定部 212 は、ランドルト環テンプレートのすべての方向でテンプレートマッチングしたか判断する (S409)。ここで、No の場合は、ステップ S407 に進み、すべての方向でテンプレートマッチングするまで処理を繰返す。一方、ステップ S409 で Yes の場合、判定部 212 は、点数  $n$  が一番大きい点数



$n_h$ を得たときのランドルト環の方向がステップS405でシミュレーションした視標網膜画像データのランドルト環の方向と一致するか判断する(S411)。ここで、Yesの場合、判定部212は、点数 $n_h$ がメモリ240等に予め定められた閾値より高いか判断する(S413)。

#### 【0061】

ステップS411又はS413でNoの場合、判定部212は、 $S_s$ が予め定められた許容値(例えば、 $S_r - 5D$ )を超えたか判断する(S415)。ここでNoの場合、矯正要素設定部213は $S_s$ の矯正要素を若干強く設定し(例えば、 $S_s = S_s - 0.25D$ )(S417)、画像データ形成部211はこの矯正要素に基づきランドルト環網膜像シミュレーションを行う。演算はこのシミュレーションにより得られた視標網膜画像データについてステップS407以降の処理を実行する。一方、ステップS415でYesの場合、判定部212は、ランドルト環判別不能と判断し(S419)、このときの方向と、この方向が不可能であったことをメモリ240に記憶しておく。

#### 【0062】

ステップS419の後又はステップS413でYesの場合、判定部212は、シミュレーションランドルト環の全ての方向でシミュレーションしたか判断する(S421)。ここで、Noの場合、ステップS405に戻り、演算部210は全ての方向で上述の処理を繰返す。一方、ステップS421で、Yesの場合、演算部210はデータ出力を行う(S423)。すなわち、演算部210は、例えば、このときの球面度数 $S = S_s$ 、判別できたランドルト環の方向、ランドルト環の大きさ、シミュレーション結果等を表示部230に表示し、メモリ240に記憶する。

#### 【0063】

(網膜像シミュレーション)

図8に、上記ステップS405の網膜像シミュレーションのフローチャートを示す。

演算部210は、ステップS105で求めた波面収差 $W(x, y)$ から瞳関数 $f(x, y)$ を次式により計算する(S203)。

【0064】

【数8】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y)$$

$$f(x, y) = e^{i k W(x, y)}$$

( $i$ : 虚数、 $k$ : 波数ベクトル ( $2\pi/\lambda$ )、 $\lambda$ : 波長)

次に、ステップ S204 により眼球の空間周波数分布 OTF を求める。演算部 210 は、この瞳関数  $f(x, y)$  をフーリエ変換することにより点像の振幅分布  $U(u, v)$  が次式のように求める。

【0065】

【数9】

$$\text{振幅} \quad U(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp\left[-\frac{i}{R} \frac{2\pi}{\lambda} (ux + vy)\right] dx dy$$

( $\lambda$ : 波長、 $R$ : 瞳から像点 (網膜) までの距離、 $(u, v)$ : 像点  $O$  を原点とし、光軸に直行する面内での座標値、 $(x, y)$ : 瞳面内の座標値)

【0066】

演算部 210 は、 $U(u, v)$  とその複素共役を掛けて、次式により点像強度分布 (PSF) である  $I(u, v)$  を求める。

$$I(u, v) = U(u, v) U^*(u, v)$$

つぎに、演算部 210 は、次式のように、PSF をフーリエ変換 (又は自己相関) して規格化することにより OTF を求める。

【0067】

【数10】

$$R(r,s) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} I(u,v) e^{-i2\pi(ru+sv)} du dv$$

(r, s : 空間周波数領域の変数)

$$OTF = \frac{R(r,s)}{R(0,0)}$$

【0068】

演算部210は、ランドルト環（又は任意の像）の輝度分布関数  $Land(x, y)$  をメモリ240を参照して計算する（S205）。演算部210は、 $Land(x, y)$  を2次元フーリエ変換して空間周波数分布  $FR(u, v)$  を求める（S207）。演算部210は、ランドルト環（又は任意の像）の空間周波数分布  $FR(u, v)$  と眼球の空間周波数分布  $OTF(u, v)$  を次式のように掛け合わせることで、眼の光学系通過後の周波数分布  $OR(u, v)$  を求める（S209）。

$$FR(u, v) \times OTF(u, v) \rightarrow OR(u, v)$$

【0069】

つぎに、演算部210は、 $OR(u, v)$  を2次元逆フーリエ変換してランドルト環（又は、任意の像）の輝度分布画像  $LandImage(X, Y)$  を求める（S211）。演算部210は、 $LandImage(X, Y)$ 、 $PSF(X, Y)$  等を表示部230に、図、グラフィックデータ、グラフ及び／又は数値等の適宜の表示方法で適宜表示し、そのデータを適宜メモリ240に記憶する。

【0070】

(テンプレートマッチング)

図9に、上述ステップS407のテンプレートマッチングの説明図を示す。

図示のようにランドルト環原画像（上図）に対応して、テンプレート画像（下図）を設定し、メモリ240にランドルト環の大きさを示す識別子に対応してこのようなテンプレート画像を記憶する。テンプレート画像は、この例では、 $b = 1.5a$ 、ランドルト環部の画素数を  $N1$ 、画素値を1とし、ランドルト環の周

囲のぼやかした点像部の画素数を $N_2$ 、画素値を $-N_1/N_2$ としているが、これに限らず適宜設定することができる。

### 【0071】

図10に、テンプレートマッチングのフローチャートを示す。

演算部210は、設定されたランドルト環の大きさに従いテンプレート画像をメモリ240から読み取り、その空間周波数分布 $Temp(x, y)$ を求める(S301)。つぎに、演算部210は、 $Temp(x, y)$ の2次元フーリエ変換 $FT(u, v)$ を求める(S303)。演算部210は、網膜像のシミュレーションによる視標網膜画像データの空間周波数分布の2次元フーリエ変換 $OR(u, v)$ を求め、 $OR(u, v)$ とテンプレートの空間周波数分布 $FT(u, v)$ とを次式のように掛け合わせ、 $OTmp(u, v)$ を求める(S305)。

$$OR(u, v) \times FT(u, v) \rightarrow OTmp(u, v)$$

演算部210は、 $OTmp(u, v)$ を二次元逆フーリエ変換を行い、 $TmpIm(X, Y)$  ( $4a \times 4a$ の複素数行列)を求める(S307)。演算部210は、 $TmpIm(X, Y)$ の絶対値の最大値を取得して点数 $n$ とする(S309)。

このような相関をとることにより、シミュレーション視標画像が原画像に近ければ点数が高く、ぼやけた場合はそれに応じて点数が低くなる。

### 【0072】

#### 4-2. 矯正データ算出 (球面度数-2)

図11に、矯正データ算出 (球面度数-2) についてのフローチャートを示す。なお、以下の各フローチャートで同符合のステップは同様の処理が実行される。

演算部210は、仮球面度数 $S_r$ を算出する(S401)。この算出については、「4-1. 矯正データ算出: 球面度数 (1)」のステップS401と同様である。つぎに、演算部210は、シミュレーション用球面度数 $S_s$ の設定を行う(S451)。 $S_s$ は、通常は、 $S_r$ に対し、弱矯正に設定 (例えば $S_s = S_r + 5D$ ) する。演算部210は、予め定められた視力 $V_s$  (例えば、 $V_s = 0.1$ ) のランドルト環の設定を行う(S453)。

## 【0073】

ステップS405～S421において、上述の「4-1. 矯正データ算出：球面度数（1）」の同符号の各ステップと同様に、演算部210は、ランドルト環網膜像シミュレーション、ランドルト環テンプレートマッチング等についての処理を行う。

ステップS421で、演算部210の判定部212は、全ての方向でシミュレーションしたと判断した場合、判定部212は、さらに設定方向数の半分以上判別できたか判断する（S455）。ステップS455でYesの場合、矯正要素設定部213は、 $S = S_s$ 、 $V = V_s$ と設定し、また、視力 $V_s = V_s + 0.1$ のランドルト環の設定を行う（S457）。その後、ステップS405に進み、画像データ形成部211は、設定された矯正要素及びランドルト環に基づき網膜像シミュレーションを行い指標画像データを求め、ステップS407以降の処理を実行する。一方、ステップS455でNoの場合、演算部210は、データ出力を行う（S423）。すなわち、演算部210は、例えば、このときの球面度数 $S = S_s$ 、判別できたランドルト環の方向、ランドルト環の大きさV、シミュレーション結果を表示部230に表示し、メモリ240に記憶する。

## 【0074】

## 4-3. 矯正データ算出（乱視-1）

図12、図13に、矯正データ算出（乱視-1）についてのフローチャートを示す。

演算部210は、上述のステップS401と同様に、仮球面度数 $S_r$ を算出する（S401）。つぎに、演算部210は、シミュレーション用乱視度数 $C_s$ の設定を行う（S501）。例えば、 $C_s$ は0としてもよいし、レフ値、もしくは波面収差から算出した乱視度数Cなどを用いたり、予めS又はC等の矯正要素やゼルニケ係数と対応して $C_s$ を記憶した対応表をメモリ240に記憶しておき、それを参照して求めてもよい。つぎに、演算部210は、視力 $V_s$ （例えば $V_s = 0.1$ ）のランドルト環設定を行う（S453）。

## 【0075】

ステップS405～S413では、上述と同様に、演算部210は、ランドル

ト環網膜像シミュレーション、ランドルト環テンプレートマッチング等の処理を行う。

判定部 212 は、ステップ S 411 又は S 413 で No の場合、ランドルト環判別不能と判断し、このときの方向と、この方向が不可能であったことをメモリ 240 に記憶しておく。

ステップ S 419 の後、又はステップ S 413 で Yes の場合、演算部 210 は、上述と同様に、ステップ S 421 及び S 455 の処理を実行する。

#### 【0076】

ステップ S 455 で設定方向数の半分以上判別できたと判断した場合、演算部 210 は、設定されている矯正要素をメモリ 240 に記憶する (S 503)。つぎに、矯正要素設定部 213 は、 $V = V_s$  と設定し、また、視力  $V_s = V_s + 0.1$  のランドルト環を設定する (S 505)。その後、S 405 に進み、画像データ形成部 211 は、設定された矯正要素及びランドルト環に基づき網膜像シミュレーションを行い指標画像データを求め、ステップ S 407 以降の処理を実行する。

一方、ステップ S 455 で No の場合、判定部 212 は、全ての乱視軸角度方向 (0~180) でシミュレーションしたか判断する (S 507)。ここで No の場合、矯正要素設定部 213 は乱視軸角度  $A_s$  を回転する (例えば、 $A_s = A_s + 5$ ) (S 509)。その後 S 453 に進み、ステップ S 453 以降の処理を繰返し実行する。

#### 【0077】

つぎに、図 13 を参照し、判定部 212 がステップ S 507 で Yes と判断した場合、演算部 210 の矯正要素設定部 213 は、乱視軸角度  $A$  として視力  $V$  がもっとも大きかったときの  $A_s$  を代入する (S 511)。なお、乱視軸角度  $A$  は、もっとも大きいときの  $A_s$  が複数あるときは、視力  $V$  で判別できたランドルト環の数がもっとも多いものを設定し、さらにその  $A_s$  も複数あるときは視力  $V$  で判別できた方向の  $n_h$  の和が最大となるものを設定する。これにより、乱視軸角度  $A$  が決定された。

ステップ S 453、S 405~S 413 では、上述の実施の形態で説明したよ

うに、設定された $S_r$ 、 $C_s$ 、 $A$ に基づき、演算部210は、ランドルト環網膜像シミュレーション、ランドルト環テンプレートマッチング等の各処理を実行する。

#### 【0078】

判定部212は、ステップS411又はS413でNoの場合、 $C_s$ が予め定められた許容値（例えば、 $C_s - 1.0D$ ）を超えたか判断する（S515）。ここでNoの場合、矯正要素設定部213は $C_s$ の矯正要素を若干強く設定し（例えば、 $C_s = C_s - 0.25D$ ）（S517）、画像データ形成部211は、この矯正要素に基づきランドルト環網膜像シミュレーションを行う（S405）。演算部210は、このシミュレーションにより得られた視標網膜画像データについてステップS407以降の処理を繰返し実行する。一方、判定部212は、ステップS415でYesの場合、ランドルト環判別不能と判断し（S419）、このときの方向と、この方向が不可能であったことをメモリ240に記憶しておく。

ステップS419の後又はステップS413でYesの場合、判定部212は、ランドルト環の全ての方向でシミュレーションしたか判断する（S421）。ここで、Noの場合、ステップS405に戻り、演算部210は全ての方向で上述の処理を繰返す。一方、ステップS421でYesの場合、演算部210は、設定方向数の半分以上判別できたか判断する（S455）。ここでYesの場合、演算部210は、設定されている矯正要素（ $C = C_s$ ）をメモリ240に記憶する（S503）。次に、矯正要素設定部213は、 $V = V_s$ と設定し、また、視力 $V_s = V_s + 0.1$ のランドルト環を設定する（S505）。その後、ステップS405に進み、画像データ形成部211は、設定された矯正要素及びランドルト環に基づき網膜像シミュレーションを行い指標画像データを求め、ステップS407以降の処理を実行する。

一方、ステップS455でNoの場合、演算部210はデータ出力を行う（S423）。すなわち、演算部210は、このときの球面度数 $S = S_s$ 、判別できた方向、視力 $V$ 、シミュレーション結果等を表示部230に表示し、メモリ240に記憶する。

## 【0079】

## 4-4. 矯正データ算出 (乱視-2)

図14に、矯正データ算出 (乱視-2) のフローチャートを示す。

ステップS401では、演算部210は、上述のように、仮球面度数 $S_r$ を算出する。つぎに、演算部210は、放射状チャートにより概略軸角度 $A_s$ を設定をする (S551)。 $A_s$ は、例えば、既に求められたゼルニケ係数から定まる波面収差から算出することができる。その他にも、 $A_s$ は、上述の網膜像シミュレーションの処理によって、放射状チャートを表すデータをランドルト環のかわりに用いて、視標網膜画像データをシミュレーションすることで、求めてもよい。さらに、放射状チャート等により予め測定された $A_s$ を、入力部により入力するか、予めメモリ240に記憶された $A_s$ を読み取って用いてもよい。

ステップS501では上述のように、演算部210はシミュレーション用乱視成分 $C_s$ 設定を行い、ステップS453からS455では、上述のように、ランドルト環網膜像シミュレーション、ランドルト環テンプレートマッチング等の各処理を実行する。なお、ステップS503において、ここでは、演算部210は、矯正要素として $C=C_s$ 、 $A=A_s$ を記憶する。

ステップS455で設定方向数の半分以上判別できたと判断した場合、演算部210は、精密測定終了か判断する (S553)。ここで、Noの場合、演算部210は、乱視度数と乱視軸角度の精密測定を行う (S555)。精密測定の方法としては、公知用手法を適宜用いることができる。例えば、特公平5-9092号公報、特開昭55-151937号公報等に記載された測定装置を用いて乱視度数と乱視軸角度を精密に測定することができる。

## 【0080】

特公平5-9092号公報に記載されたものは、屈折力の絶対値が等しく互いに符号の異なる2つの円柱レンズ又はトーリックレンズにより構成されたバリエブルクロスシリンダーを用い、検査用視標を光学系を介して被検眼に投影することにより被検眼の屈折力、すなわち球面度数、円柱度数および円柱軸角度の精度測定を行ない得る屈折力測定装置に関するものである。この屈折力測定装置では、球面度数を可変とする球面光学系と、円柱度数を可変とする円柱光学系と、前



記両光学系の球面度数および円柱度をそれぞれ可変制御する制御部とを有し、検査用指標を前記両光学系を介して投影することにより被検眼の屈折力を測定する。

#### 【0081】

この装置は、前記円柱光学系の光軸のまわりに回転自在であつて屈折力の符号が互いに異なる2つのトーリックレンズを備え、前記制御部は、回動制御手段と、第1及び第2の状態変化手段を備える。回動制御手段は、粗測定で求めた円柱度数に対応した前記各トーリックレンズの円柱軸の交差角を得るように該円柱光学系の回転を制御する。第1の状態変化手段は、前記トーリックレンズの円柱軸の交差角の中間方向を基準線とし前記回動制御手段の作動を図つて前記基準線を中心にして前記交差角を前記粗測定で求めた円柱度数に対応して所定範囲内で増減させることにより該円柱度数の精密測定を行なう。第2の状態変化手段は、屈折力の粗測定時に得られる円柱軸角度を、前記各トーリックレンズの円柱軸の交差角を変化させずに前記角トーリックレンズを同じ方向に前記回動制御手段の作動を図つて所定範囲内で増減させることにより該円柱軸角度の精密測定を行う。

#### 【0082】

このような適宜の精密測定の後、演算部210は、精密測定で求められた矯正要素 ( $C=C_s$ 、 $A=A_s$ ) をメモリ240に記憶する (S557)。

一方、ステップS553でYesの場合、演算部210はデータ出力を行う (S423)。すなわち、演算部210は、このときの球面度数S、視力V、乱視成分C、A、判別できた方向、シミュレーション結果等を表示部230に表示し、メモリ240に記憶する。

#### 【0083】

##### 4-5. 矯正データ算出 (乱視-3)

図15に、矯正データ算出 (乱視-3) のフローチャートを示す。

ステップS401では、上述のように演算部210は、仮球面度数 $S_r$ を算出する。次に、演算部210は、乱視成分である乱視度数 $C_s$ 及び乱視軸角度 $A_s$ 、比較用数値 $M_h$ を初期設定する (S571)。これらの値は、メモリ240に予め記憶しておいたデータを用いてもよいし、入力部により入力してもよい。演

演算部 210 は、例えば、 $C_s = 0$ 、 $A_s = 0$ 、 $M_h = 0$  に初期設定する。

演算部 210 は、既に求めた波面収差に基づき、MTF (Modulation Transfer Function) を算出する (S573)。MTF の具体的計算方法は後述する。演算部 210 は、設定された乱視軸角度  $A_s$  での MTF 断面から比較用数値  $M$  を算出する (S575)。比較用数値  $M$  としては、例えば、MTF の総和、MTF 断面積、もしくは 3、6、12、18 cpd の和等を用いることができる。演算部 210 は、現在設定されている  $A_s$  と、 $M$  をメモリ 240 に記憶しておく。

#### 【0084】

演算部 210 の判断部 212 は、 $M \geq M_h$  か判断する (S577)。ここで  $No$  の場合、ステップ S581 に進み、一方、 $Yes$  の場合、演算部 210 の矯正要素設定部 213 は、 $M_h = M$ 、 $A = A_s$  とする (S579)。つぎに、判定部 212 は、 $A_s$  が 180 以上か判断する (S581)。ここで  $No$  の場合、矯正要素設定部 213 は、乱視軸角度  $A_s$  を回転する (例えば  $A_s = A_s + 5$ ) (S509)。その後、演算部 210 は、ステップ S575 に戻って処理を繰り返すことで、0～180 度の軸角度で  $M$  が最大となる方向が乱視軸角度 (弱主経線又は強主経線) であり、そのときの  $M$  の値と  $A_s$  の値を求める。

ステップ S581 で  $Yes$  の場合、即ち、乱視軸角度  $A$  が求まると、演算部 210 は、乱視成分  $C_s$ 、 $A_s = A$  に基づき、MTF を算出する (S585)。演算部 210 は、さらに、0～180 度 (例えば 5 度間隔) での各 MTF 断面から比較用数値  $M$  を算出する (S587)。

#### 【0085】

判定部 212 は、算出された  $M$  が各角度で全てほぼ同じか判断する (S589)。例えば、これは、最大な  $M$  と最小な  $M$  の差が予め定められた閾値  $t$  よりすべて小さくなっているかどうかで判断することができる。ステップ S589 で  $No$  の場合、演算部 210 は、乱視度数  $C_s$  を若干 (例えば  $C_s = C_s - 0.25$ ) 変化させ (S591)、ステップ S585 以降の処理を繰り返す。一方、ステップ S589 で  $Yes$  の場合、演算部 210 は、 $C = C_s$  とする (S593)。

演算部 210 は、求められた乱視度数  $C$ 、乱視軸角度  $A$  をメモリ 240 に記憶し、必要に応じて、表示部 230 に表示する (S595)。

## 【0086】

(MTF算出)

つぎに、MTF (Modulation transfer function) の算出について説明する。

まず、MTFは、空間周波数の伝達特性を示す指標であって、光学系の性能を表現するために広く使われている。このMTFは、例えば、1度当たり、0～100本の正弦波状の濃淡格子に対しての伝達特性を求めることで見え方を予測することが可能である。本実施の形態では、以下に説明するように、単色MTFを用いてもよいし、白色MTFを用いてもよい。

まず、単色MTFを波面収差 $W(x, y)$ から算出する。なお、 $W(x, y)$ は、入力値(測定値)であって、角膜収差に関しては、角膜形状から求めた角膜波面収差を用いることもできる。

## 【0087】

瞳関数 $f(x, y)$ は、波面収差から以下のように求まる。

$$f(x, y) = e^{i k W(x, y)}$$

ここで、 $i$ :虚数、 $k$ :波数ベクトル( $2\pi/\lambda$ )である。

また、この瞳関数 $f(x, y)$ をフーリエ変換することにより、点像の振幅分布 $U(u, v)$ が求まる。

## 【0088】

【数11】

$$U(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp\left[-\frac{i}{R} \frac{2\pi}{\lambda} (ux + vy)\right] dx dy$$

ここで、 $\lambda$ :波長、 $R$ :瞳から像点(網膜)までの距離、 $(u, v)$ :網膜上の像点 $O$ を原点とし、光軸に直行する面内での網膜の座標値、 $(x, y)$ :光学系の瞳面内の座標値である。

## 【0089】

また、点像の振幅分布 $U(u, v)$ とその複素共役を掛けることにより、点像の強度分布(PSF)  $I(u, v)$ が求まる。

$$I(u, v) = U(u, v) U^*(u, v)$$

さらに、点像の強度分布  $I(u, v)$  をフーリエ変換すると共に、いわゆる空間周波数変換である  $R(r, s)$  の規格化を行うことにより、OTF (Optical Transfer Function) が求まる。

【0090】

【数12】

$$R(r, s) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} I(u, v) e^{-i2\pi(ru+sv)} du dv$$

ここで、 $r, s$  : 空間周波数領域の変数である。

【0091】

$$OTF(u, v) = R(r, s) / |R(0, 0)|$$

また、OTFの大きさがMTFであるため、

$$MTF(r, s) = |OTF(u, v)|$$

が成り立つ。

つぎに、上述のように求められた単色MTFに基づいて、白色光MTFを算出する。

白色光MTFを求めるには、まず、各波長でのMTFに重み付けをし、足し合わせる。ここで、上述のMTFは、波長ごとに値が異なるため、波長 $\lambda$ でのMTFを $MTF_{\lambda}$ と表すと、

【0092】

【数13】

$$MTF(r, s) = \frac{\int \omega_{\lambda} MTF_{\lambda}(r, s) d\lambda}{\int \omega_{\lambda} d\lambda}$$

【0093】

ここでは、可視光に多く重み付けをし、計算を行う。

具体的には、色の3原色（RGB）である赤、緑、青が、例えば、656.27nm:1、587.56nm:2、及び486.13nm:1であるとする、

$$MTF(r, s) = (1 \times MTF_{656.27} + 2 \times MTF_{587.56} + 1 \times MTF_{486.13}) / (1 + 2 + 1)$$

となる。

#### 【0094】

また、白色光MTFは、一波長（840nm）のみで測定されるので、この測定結果に基づいて他の波長について校正を行い、白色に補正することにより求めてもよい。具体的には、各波長でのMTFは、眼の収差の場合、眼光学特性測定装置での測定波長が、例えば、840nmであるとき、模型眼により各波長840nmでの波面収差 $W_{840}(x, y)$ からのずれ量に相当する色収差 $W_{\Delta}(x, y)$ を測定し、この色収差 $W_{\Delta}(x, y)$ に $W_{840}(x, y)$ を足し合わせ、この波面収差によりMTFを算出することにより求められる。すなわち、

$$W_{\lambda}(x, y) = W_{840}(x, y) + W_{\Delta}(x, y)$$

となる。

#### 【0095】

### 5. 矯正要素判定方法（第2の実施の形態）

図16に、矯正要素判定の第2の実施の形態のフローチャートを示す。ステップS101～S105の処理は、第1の実施の形態と同様である。つぎに、演算部210は、球面度数についての矯正データを算出する（S151）。この具体的処理は、上記「4-1. 矯正データ算出（球面度数-1）」又は「4-2. 矯正データ算出（球面度数-2）」で説明した処理を用いることができる。

#### 【0096】

つぎに、演算部210の矯正要素設定部213は、求められた球面度数Sに基づき、乱視度数Cに応じた値（この例では、 $C/2$ ）を減じて、球面度数Sの初期値を設定する。これは乱視度数を求めるときに後側焦線が網膜上にほぼきた位置で求めることを考慮したものである。なお、Cの値は、レフ値や、ステップS105で求められた波面収差から求めてもよいし、適宜予め設定してもよい。つ

ぎに、演算部 210 は、乱視成分についての矯正データを算出する (S153)。この具体的処理は、上記「4-3. 矯正データ算出 (乱視-1)」、「4-4. 矯正データ算出 (乱視-2)」又は、「4-5. 矯正データ算出 (乱視-3)」で説明した処理を用いることができる。

そして、ステップ S109 では、演算部 210 は、第 1 の実施の形態と同様に、データを出力する。

#### 【0097】

### 6. 矯正要素判定方法 (第 3 の実施の形態)

図 17 に、矯正要素判定の第 3 の実施の形態のフローチャートを示す。

ステップ S101 ~ S153 の処理は、第 2 の実施の形態と同様である。その後、演算部 210 は、球面度数を微調整し (S161)、ステップ S109 では、演算部 210 は、上記実施の形態と同様にデータを出力する。

#### 【0098】

#### (球面度数微調整)

図 18 に、球面度数微調整のフローチャートを示す。

ステップ S451 では、上述のように、演算部 210 は、算出された S、C、A に従い、シミュレーション用球面度数  $S_s$  を設定する。つぎに、演算部 210 は、 $S_s$  の矯正値を若干 (例えば  $S_s - 0.25D$ 、 $S_s + 0.25D$ ) 変更する (S601)。若干変更する値は、この例では、 $S_s \pm n \Delta S$  とし、予め定められた変更範囲とする。例えば、 $\Delta S = 0.2$  とし、 $n = 0, 1, 2, 3$  とすると、変更値は、 $S_s - 0.6$ 、 $S_s - 0.4$ 、 $S_s - 0.2$ 、 $S_s$ 、 $S_s + 0.2$ 、 $S_s + 0.4$ 、 $S_s + 0.6$  となる。

ステップ S453 から S413 では、演算部 210 は、上述の実施の形態で説明したように、ランドルト環網膜像シミュレーション、ランドルト環テンプレートマッチング等の各処理を実行する (S407)。

なお、判定部 212 が、ステップ S411 又は S413 で No と判断した場合、演算部 210 は、ランドルト環判別不能とする (S419)。演算部 210 は、このときの方向と、この方向が不可能であったことをメモリ 240 に記憶しておく。

ステップS421、S455、S503、S457は上述と同様である。

#### 【0099】

ステップS455で、判定部212は、設定方向数の半分以上判別できたと判断した場合、微調節を終了するか判断する(S603)。ここで、Noの場合、ステップS601に進み、球面度数Ssの矯正値を若干変更して、ステップS453以降の処理を繰り返す。このとき、メモリ240には、ステップS503の処理によって、若干変更された各Ssに対応していちばん大きい値の視力Vs判別できた方向数、判別できた方向でのnhが記憶される。

一方、ステップS603でYesの場合、演算部210は、メモリ240にデータ格納を行う(S595)。演算部210は、ステップS601の微調節による結果(例えばSを増やして視力がよくなったなら増やした分だけ増やす、減らしても視力に変化なければ減らした分減らす)を格納する。演算部210は、たとえば、メモリ240に記憶された値から、所定の視力以上の球面度数をピックアップしたり、所定の視力に対して一番弱に球面度数をピックアップしたデータを微調整した値としてメモリ240に記憶することができる。

#### 【0100】

### 7. 付記

本発明の矯正データ測定方法又は矯正データ測定の装置・システムは、その各手順をコンピュータに実行させるための矯正データ測定プログラム、矯正データ測定プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体、矯正データ測定プログラムを含みコンピュータの内部メモリにロード可能なプログラム製品、そのプログラムを含むサーバ等のコンピュータ、等により提供されることができる。

#### 【0101】

被検眼の波面収差を示す測定データは、図1で示す光学系100により求めているがこれに限定されるものでなく、他のアベロメータ等により構成することができる。

#### 【発明の効果】

本発明によると、高次収差まで測定できる眼特性測定装置で測定した結果から

、他覚的な完全矯正時にあたる高次収差のみの場合だけでなく、低次収差を付加した場合の、例えばヒューマンオブザーバモデルを評価し、例えば画像の見えがよくなるような低次収差量を算出し、このときのS、C、A等の矯正要素のデータを求めることでより自覚値に近い結果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

眼光学特性測定装置の光学系100の構成図。

【図2】

眼光学特性測定装置の電気系200の構成図。

【図3】

( $r$ ,  $t$ ) 座標のゼルニケ係数の図。

【図4】

( $x$ ,  $y$ ) 座標のゼルニケ係数の図。

【図5】

ランドルト環の説明図。

【図6】

矯正要素判定の第1の実施の形態のフローチャート。

【図7】

矯正データ算出（球面度数-1）についてのフローチャート。

【図8】

ステップS405の網膜像シミュレーションのフローチャート。

【図9】

ステップS407のテンプレートマッチングの説明図。

【図10】

テンプレートマッチングのフローチャート。

【図11】

矯正データ算出（球面度数-2）についてのフローチャート。

【図12】

矯正データ算出（乱視-1）についてのフローチャート（1）。



## 【図 13】

矯正データ算出（乱視－1）についてのフローチャート（2）。

## 【図 14】

矯正データ算出（乱視－2）のフローチャート。

## 【図 15】

矯正データ算出（乱視－3）のフローチャート。

## 【図 16】

矯正要素判定の第 2 の実施の形態のフローチャート。

## 【図 17】

矯正要素判定の第 3 の実施の形態のフローチャート。

## 【図 18】

球面度数微調整のフローチャート。

## 【図 19】

他覚的検査と自覚的検査との比較図。

## 【図 20】

シミュレーションの結果の表示の一例を示す図。

## 【図 21】

MTF 又はストレール比等を含む表示の一例を示す図。

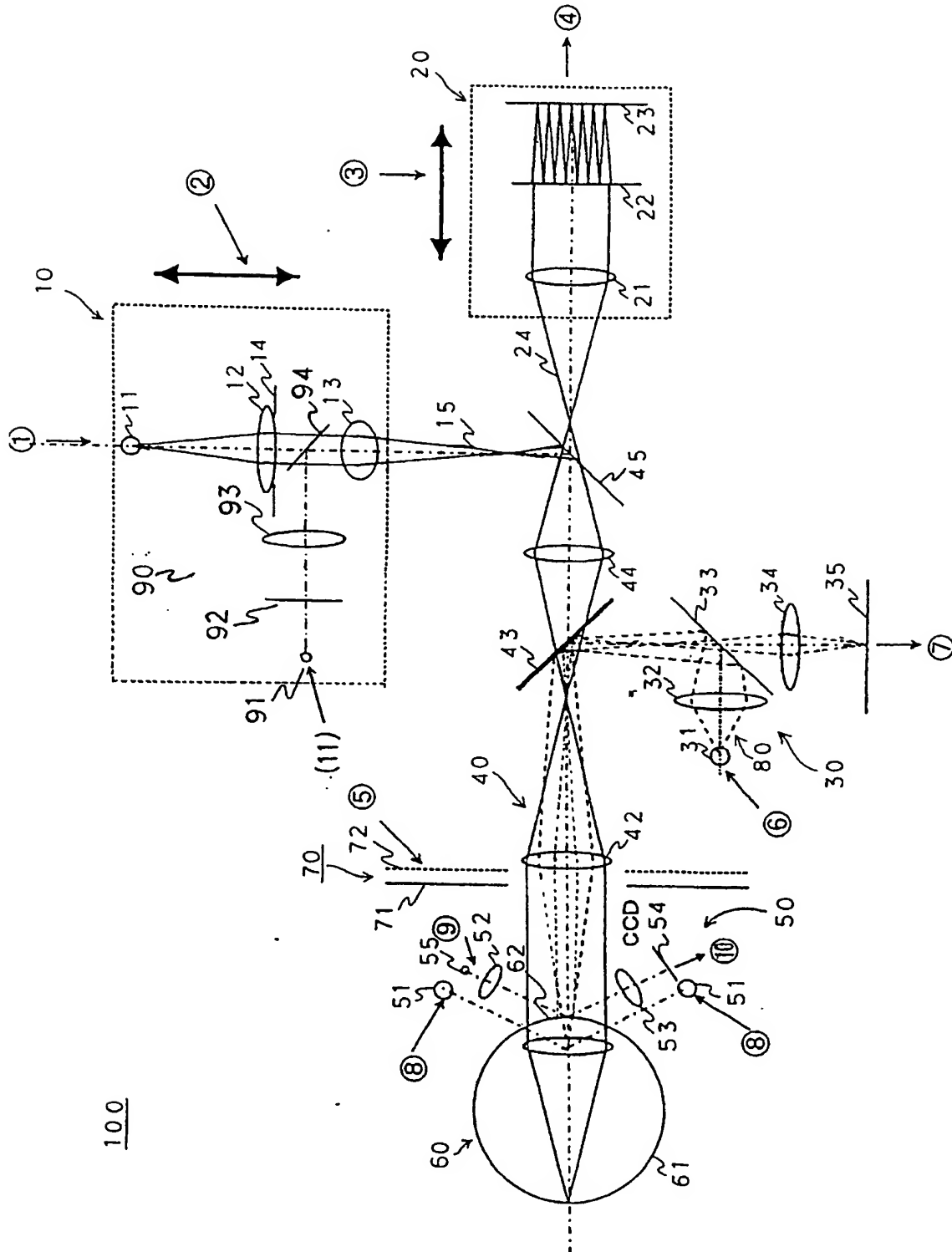
## 【符号の説明】

- 10 第 1 照明光学系
- 11、31、51、55 第 1～4 光源部
- 12、32、34、44、52、53 集光レンズ
- 20 第 1 受光光学系
- 21 コリメートレンズ
- 22 ハルトマン板
- 23、35、54 第 1～3 受光部
- 30 第 2 受光光学系
- 33、43、45 ビームスプリッター
- 40 共通光学系

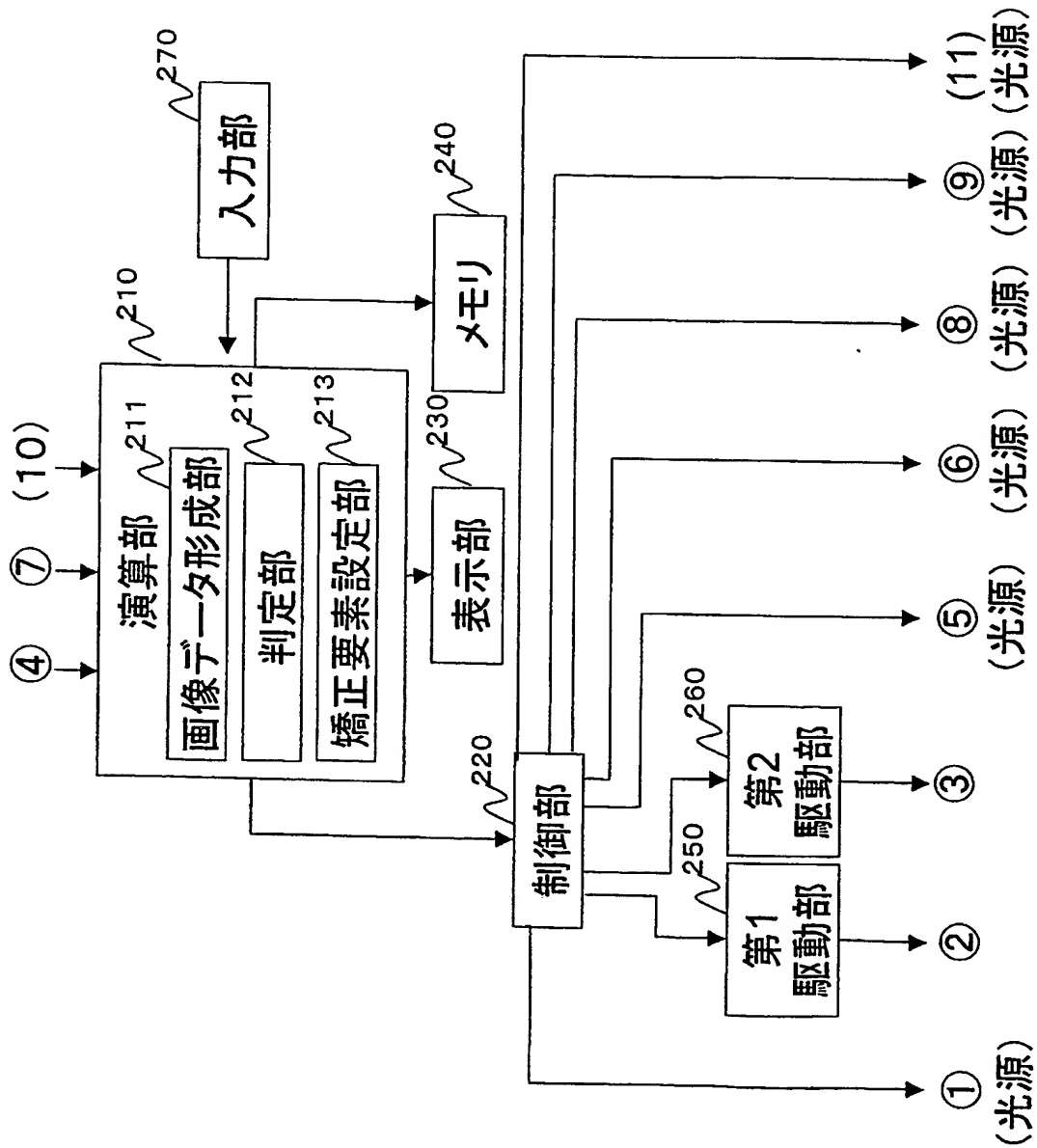
- 4 2 アフォーカルレンズ
- 5 0 調整用光学系
- 6 0 被検眼
- 7 0 第 2 照明光学系
- 7 1 プラチドリング
- 8 0 第 2 送光光学系
- 1 0 0 眼科測定装置の光学系
- 2 0 0 眼科測定装置の電気系
- 2 1 0 演算部
- 2 2 0 制御部
- 2 3 0 表示部
- 2 4 0 メモリ
- 2 5 0 第 1 駆動部
- 2 6 0 第 2 駆動部

【書類名】 図面

【図1】



【図 2】



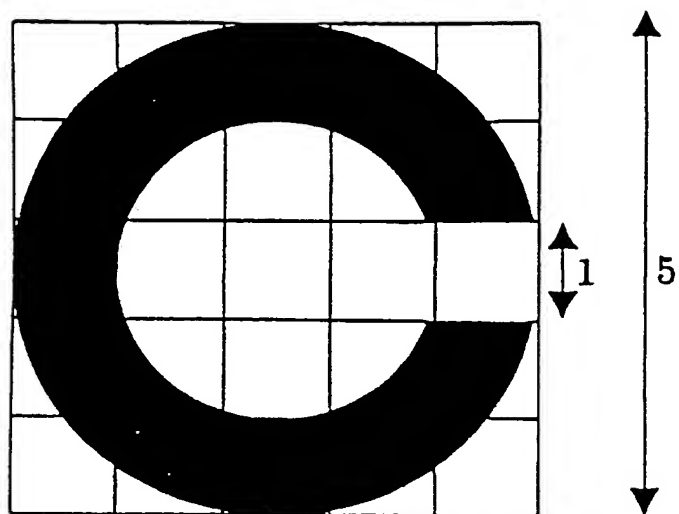
【図 3】

$i \quad 2j-i$		
0	0	1
1	-1	$r \sin(t)$
1	1	$\cos(t) r$
2	-2	$r^2 \sin(2t)$
2	0	$2r^2 - 1$
2	2	$r^2 \cos(2t)$
3	-3	$r^3 \sin(3t)$
3	-1	$(3r^3 - 2r) \sin(t)$
3	1	$(3r^3 - 2r) \cos(t)$
3	3	$r^3 \cos(3t)$
4	-4	$r^4 \sin(4t)$
4	-2	$(4r^4 - 3r^2) \sin(2t)$
4	0	$6r^4 - 6r^2 + 1$
4	2	$(4r^4 - 3r^2) \cos(2t)$
4	4	$r^4 \cos(4t)$
5	-5	$r^5 \sin(5t)$
5	-3	$(5r^5 - 4r^3) \sin(3t)$
5	-1	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \sin(t)$
5	1	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \cos(t)$
5	3	$(5r^5 - 4r^3) \cos(3t)$
5	5	$r^5 \cos(5t)$
6	-6	$r^6 \sin(6t)$
6	-4	$(6r^6 - 5r^4) \sin(4t)$
6	-2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \sin(2t)$
6	0	$20r^6 - 30r^4 + 12r^2 - 1$
6	2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \cos(2t)$
6	4	$(6r^6 - 5r^4) \cos(4t)$
6	6	$r^6 \cos(6t)$

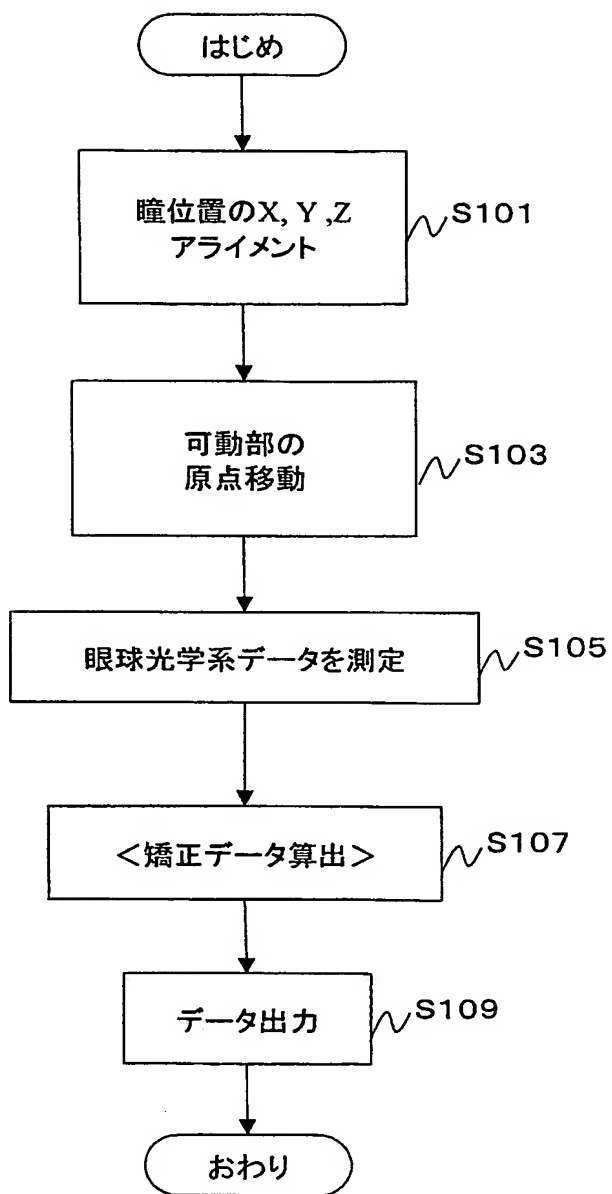
【図 4】

i	2j-i	
0	0	1
1	-1	y
1	1	x
2	-2	2yx
2	0	$2x^2 + 2y^2 - 1$
2	2	$x^2 - y^2$
3	-3	$3yx^2 - y^3$
3	-1	$3yx^2 + 3y^3 - 2y$
3	1	$3x^3 + 3xy^2 - 2x$
3	3	$x^3 - 3xy^2$
4	-4	$4yx^3 - 4y^3x$
4	-2	$8yx^3 + 8y^3x - 6yx$
4	0	$6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4 - 6x^2 - 6y^2 + 1$
4	2	$4x^4 - 4y^4 - 3x^2 + 3y^2$
4	4	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$
5	-5	$5yx^4 - 10y^3x^2 + y^5$
5	-3	$15yx^4 + 10y^3x^2 - 5y^5 - 12yx^2 + 4y^3$
5	-1	$10yx^4 + 20y^3x^2 + 10y^5 - 12yx^2 - 12y^3 + 3y$
5	1	$10x^5 + 20x^3y^2 + 10xy^4 - 12x^3 - 12xy^2 + 3x$
5	3	$5x^5 - 10x^3y^2 - 15xy^4 - 4x^3 + 12xy^2$
5	5	$x^5 - 10x^3y^2 + 5xy^4$
6	-6	$6yx^5 - 20y^3x^3 + 6y^5x$
6	-4	$24yx^5 - 24y^5x - 20yx^3 + 20y^3x$
6	-2	$30yx^5 + 60y^3x^3 + 30y^5x - 40yx^3 - 40y^3x + 12yx$
6	0	$20x^6 + 60x^4y^2 + 60x^2y^4 + 20y^6 - 30x^4 - 60x^2y^2 - 30y^4 + 12x^2 + 12y^2 - 1$
6	2	$15x^6 + 15x^4y^2 - 15x^2y^4 - 15y^6 - 20x^4 + 20y^4 + 6x^2 - 6y^2$
6	4	$6x^6 - 30x^4y^2 - 30x^2y^4 + 6y^6 - 5x^4 + 30x^2y^2 - 5y^4$
6	6	$x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6$

【図 5】

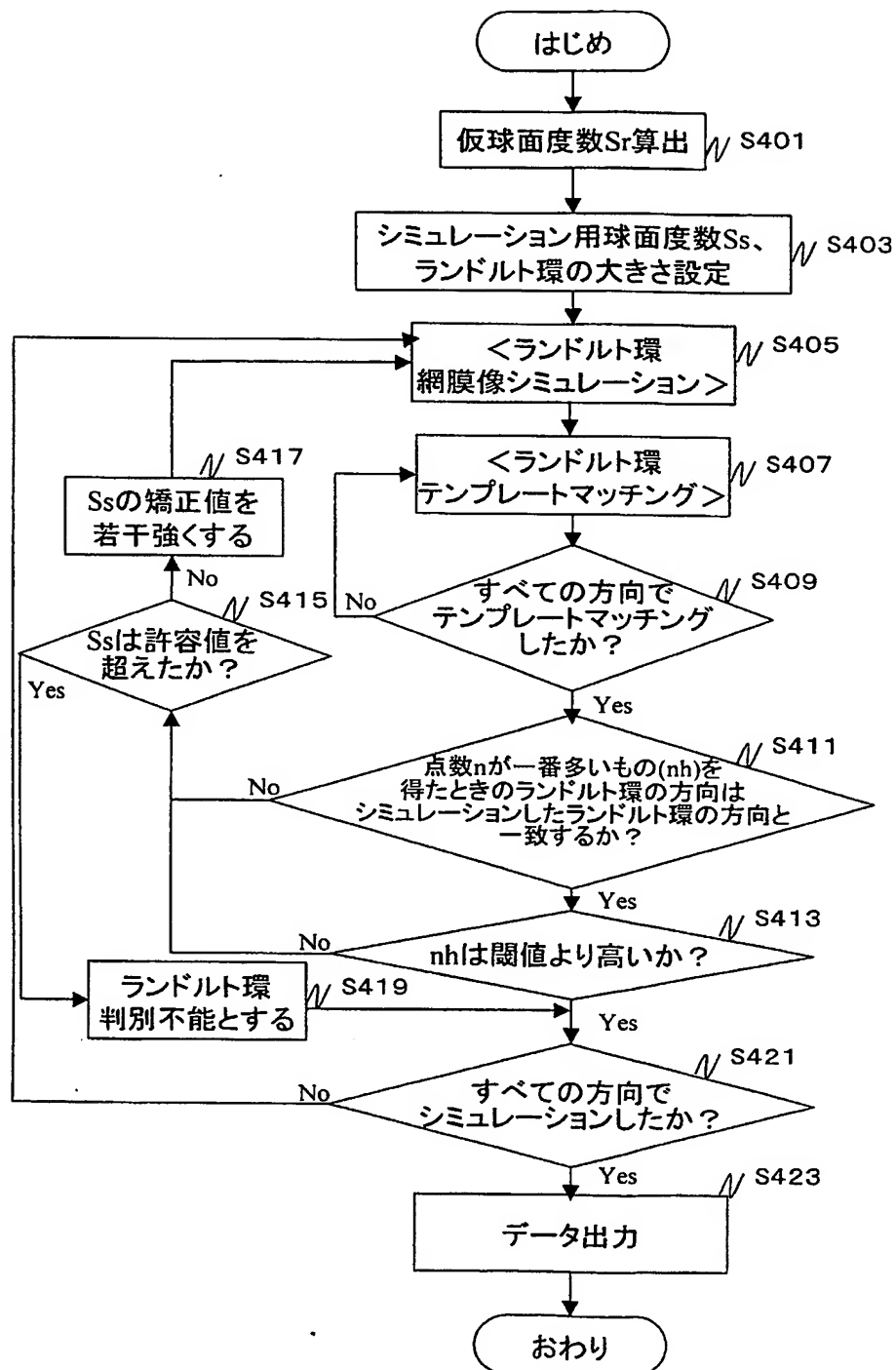


【図 6】

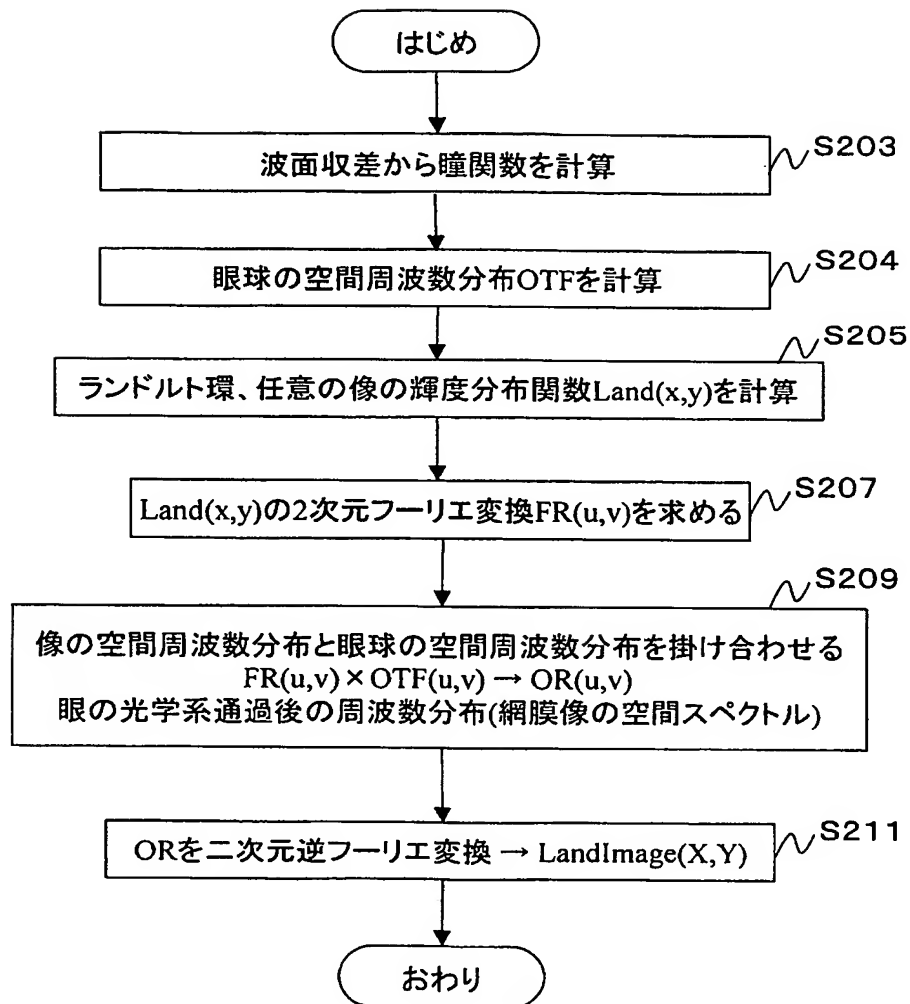




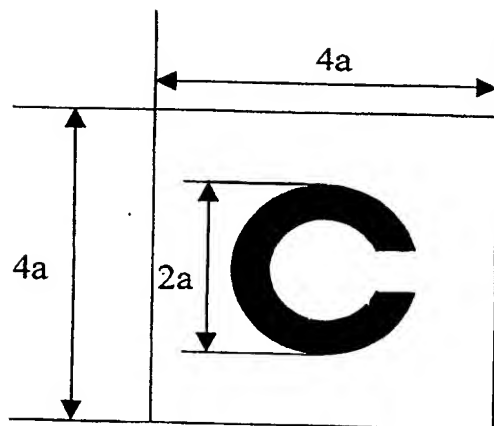
【図 7】



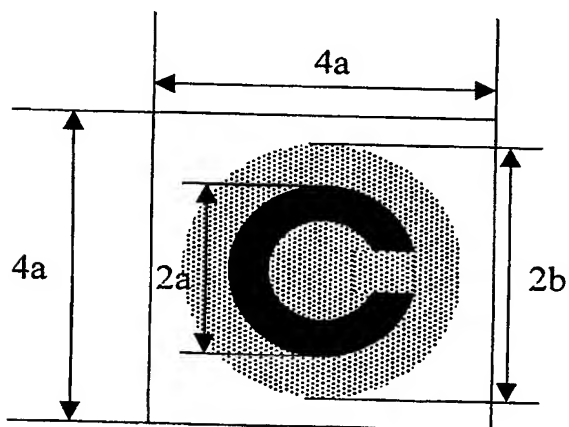
【図 8】



【図 9】

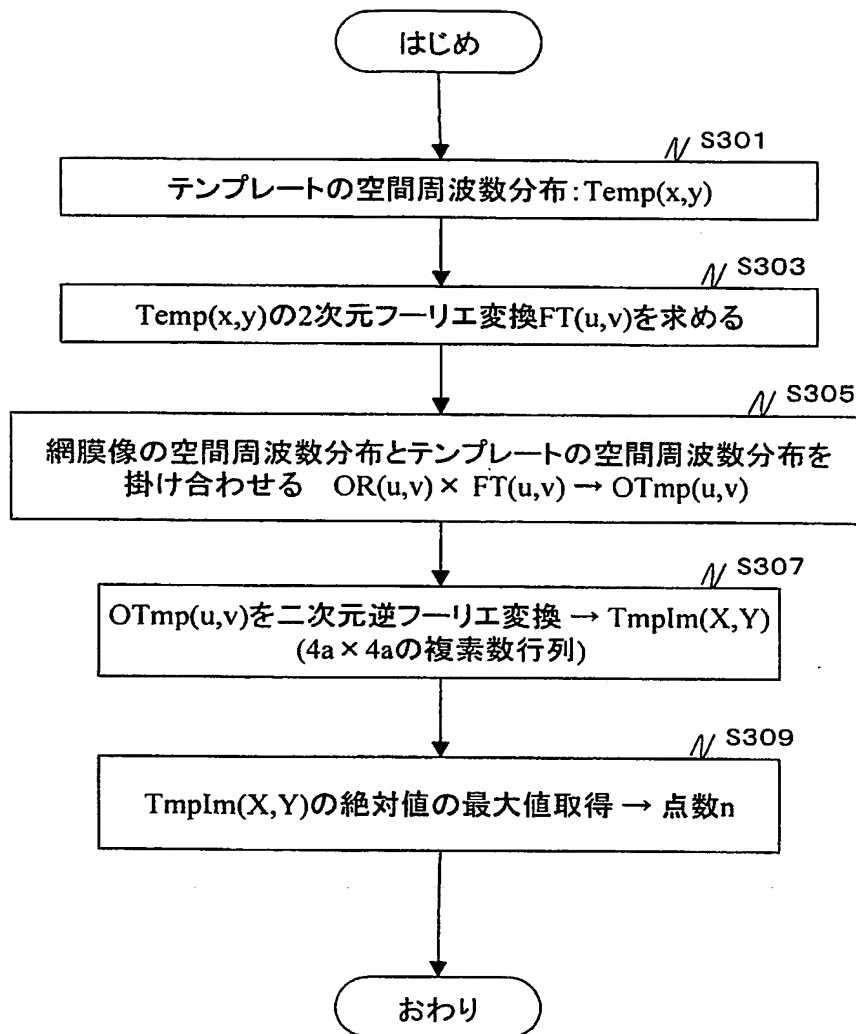


ランドルト環原画像

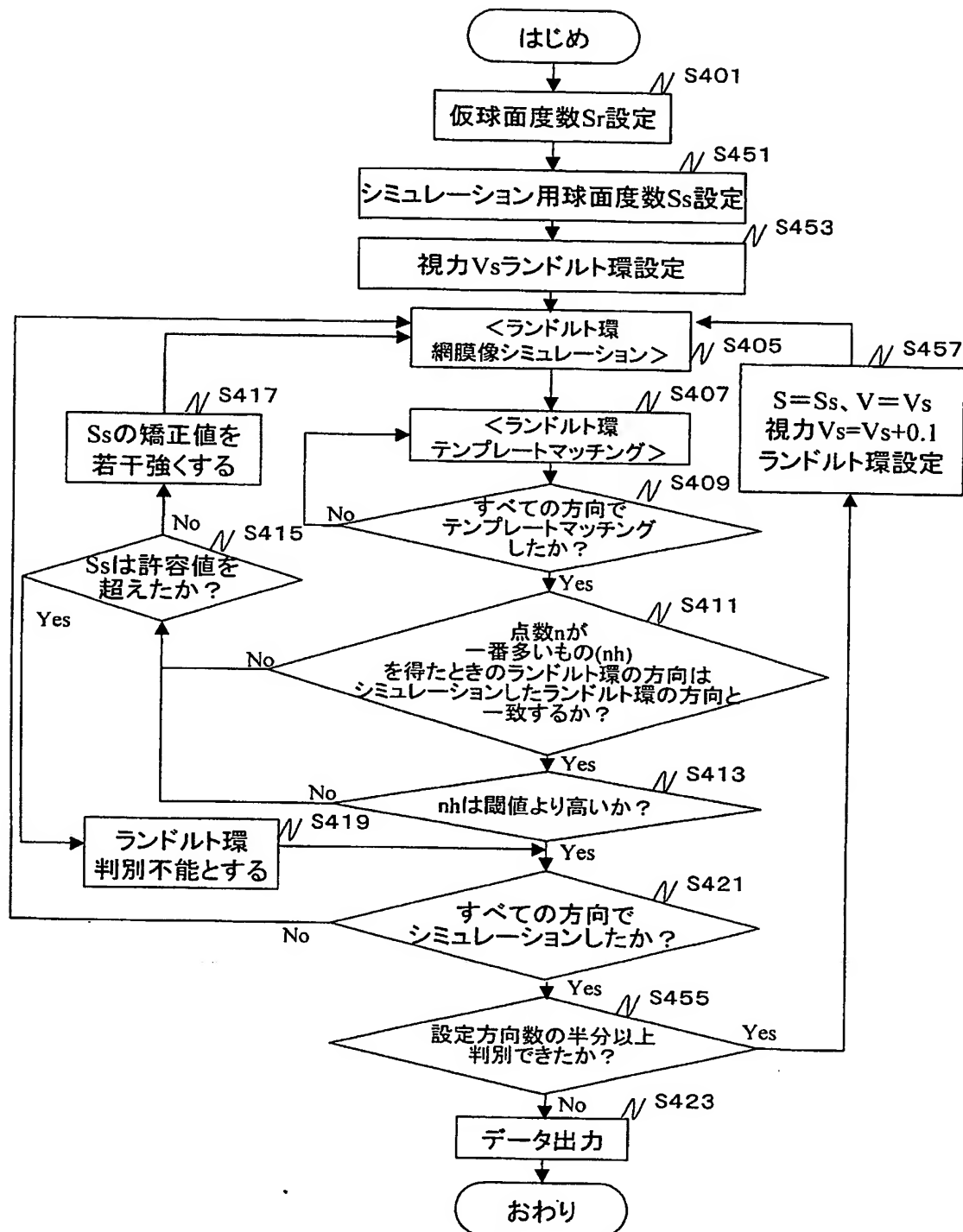


テンプレート画像

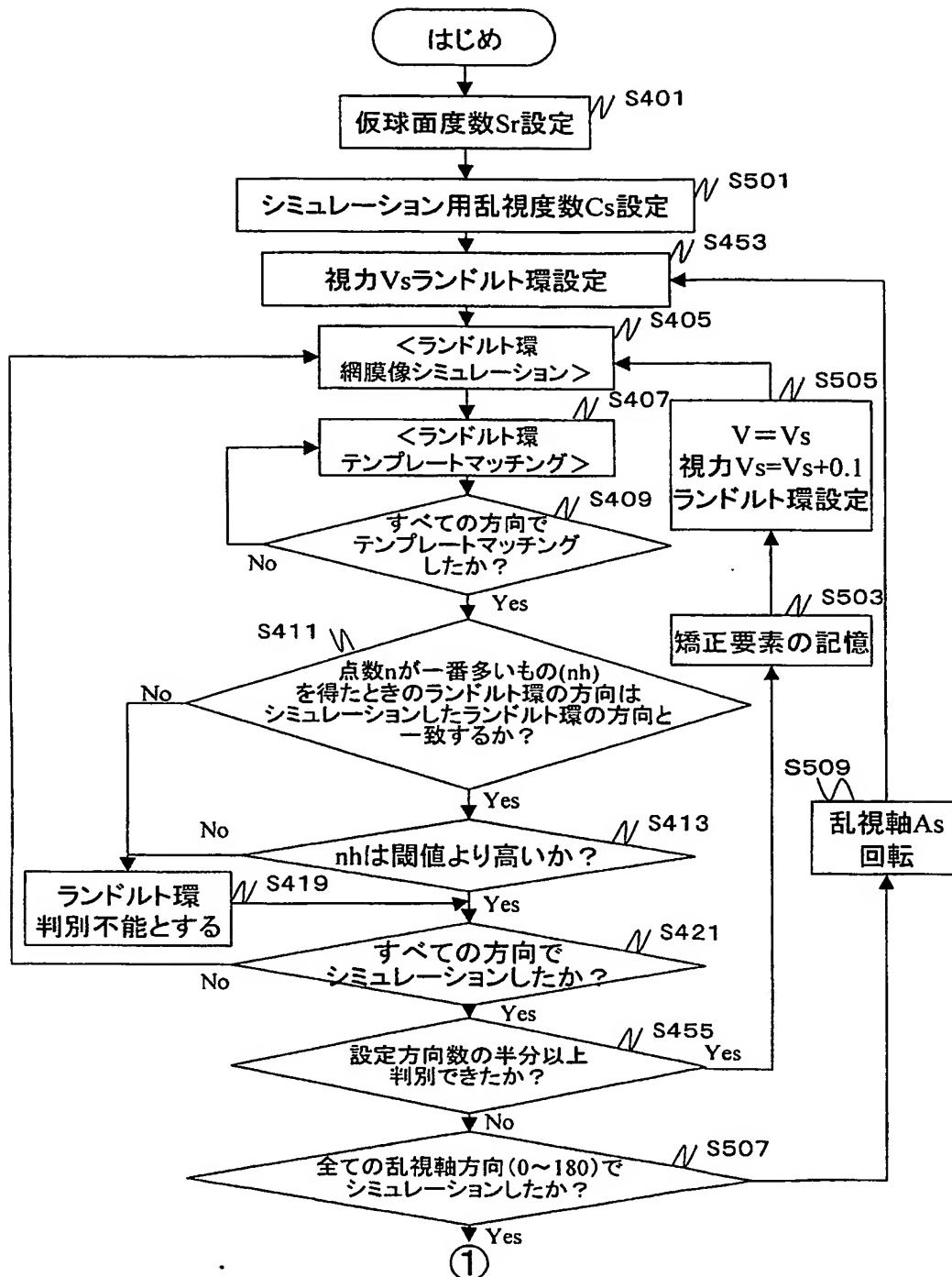
【図 10】



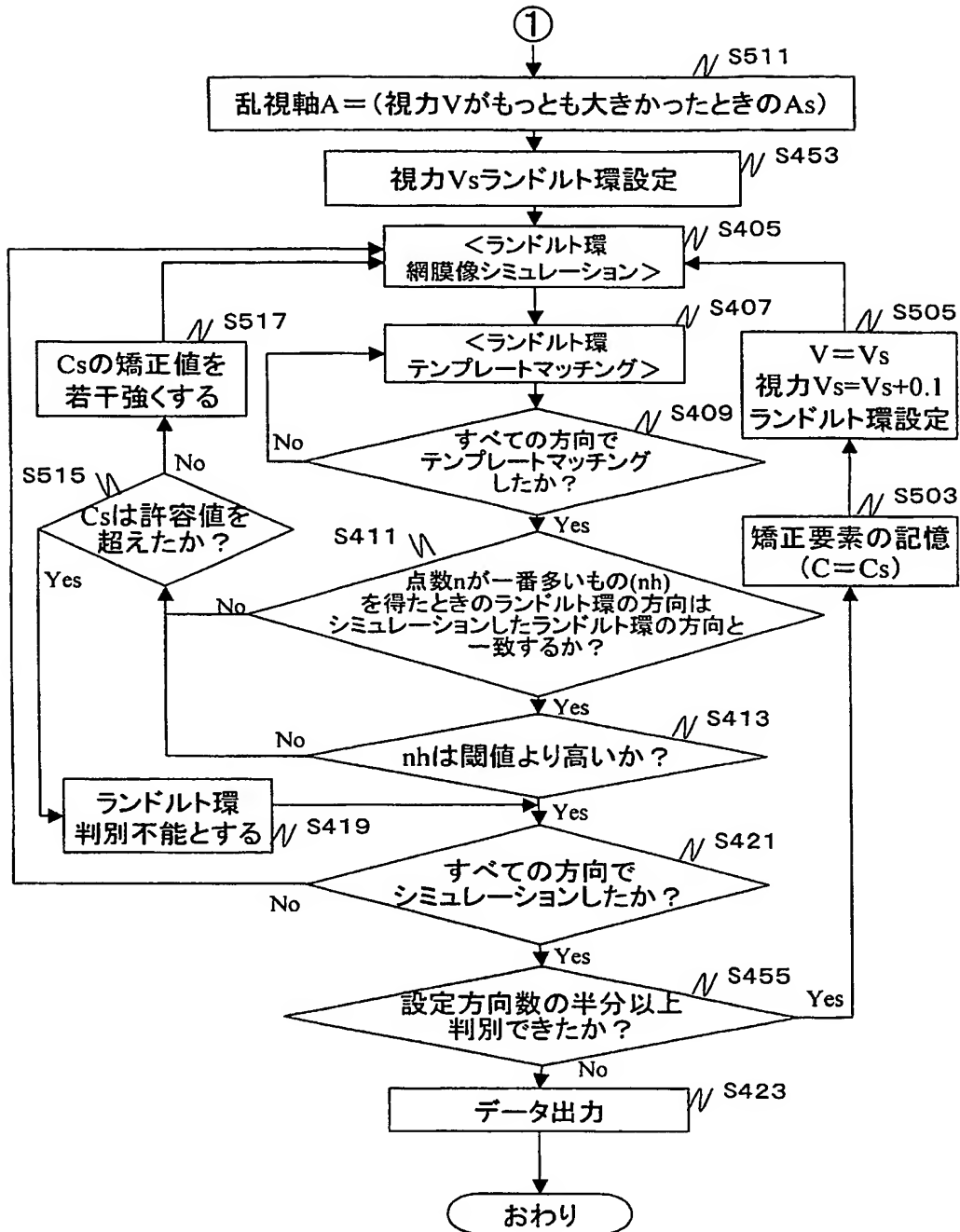
【図 11】



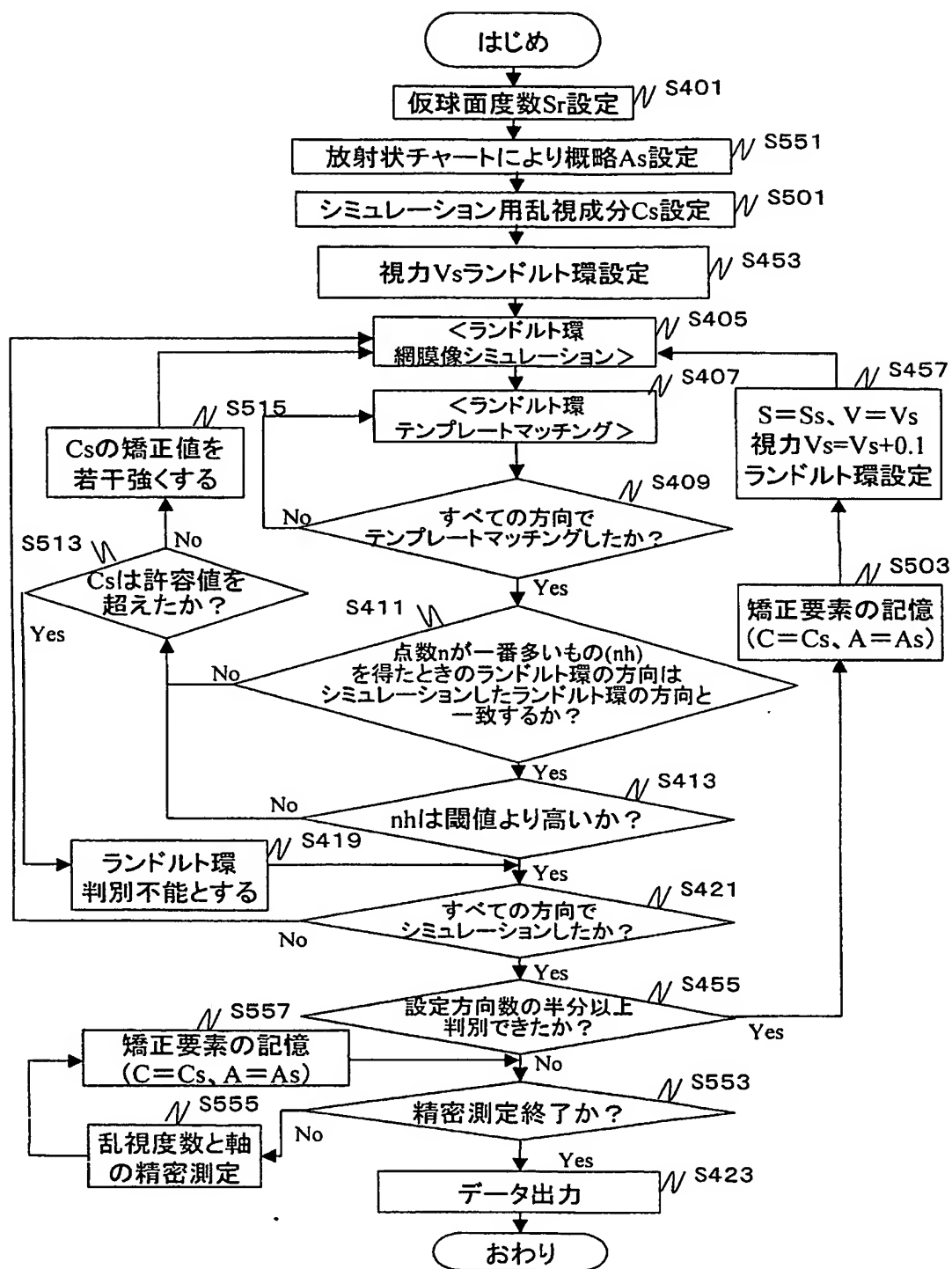
【図 12】



【図 13】

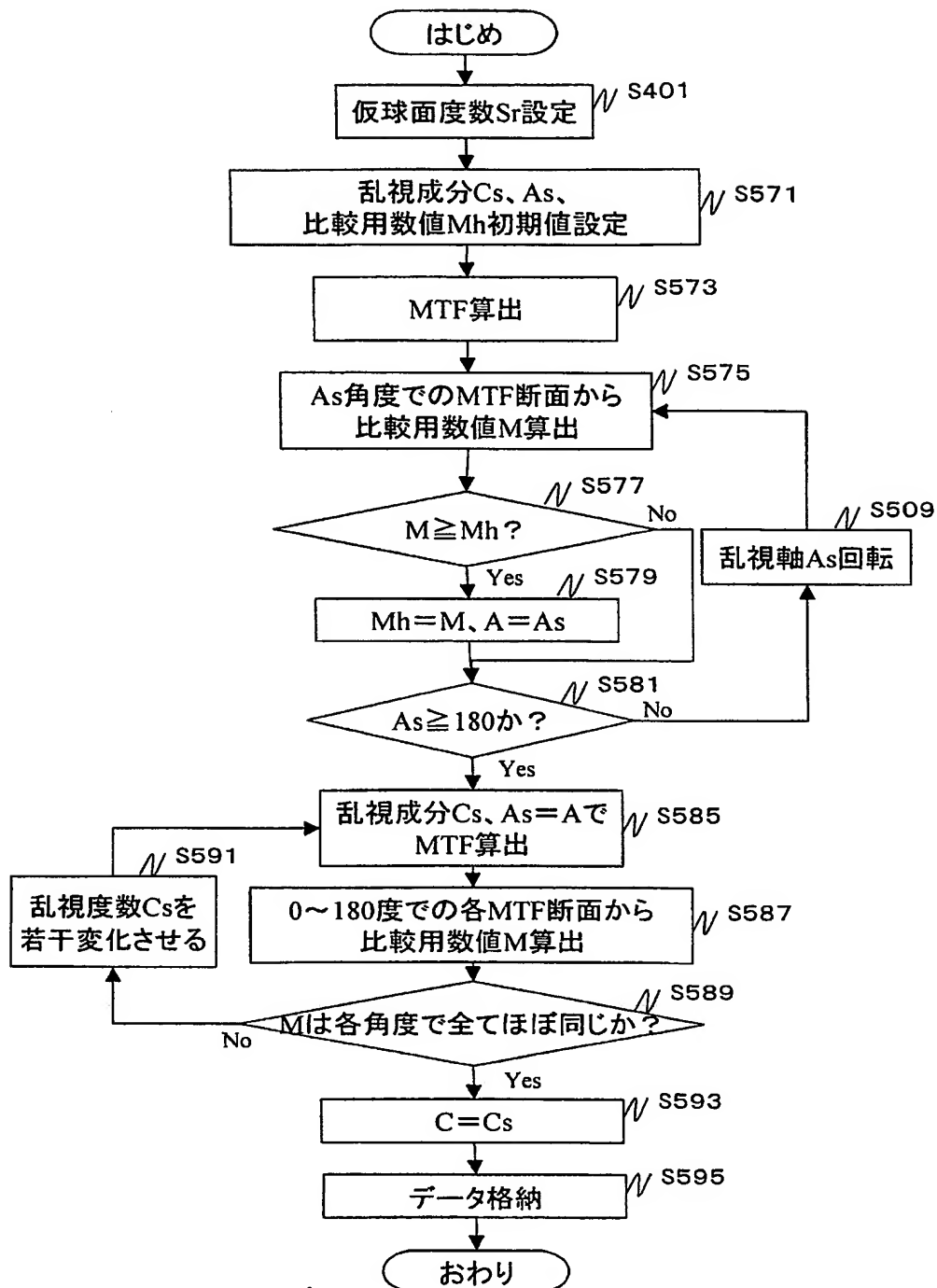


【図 14】

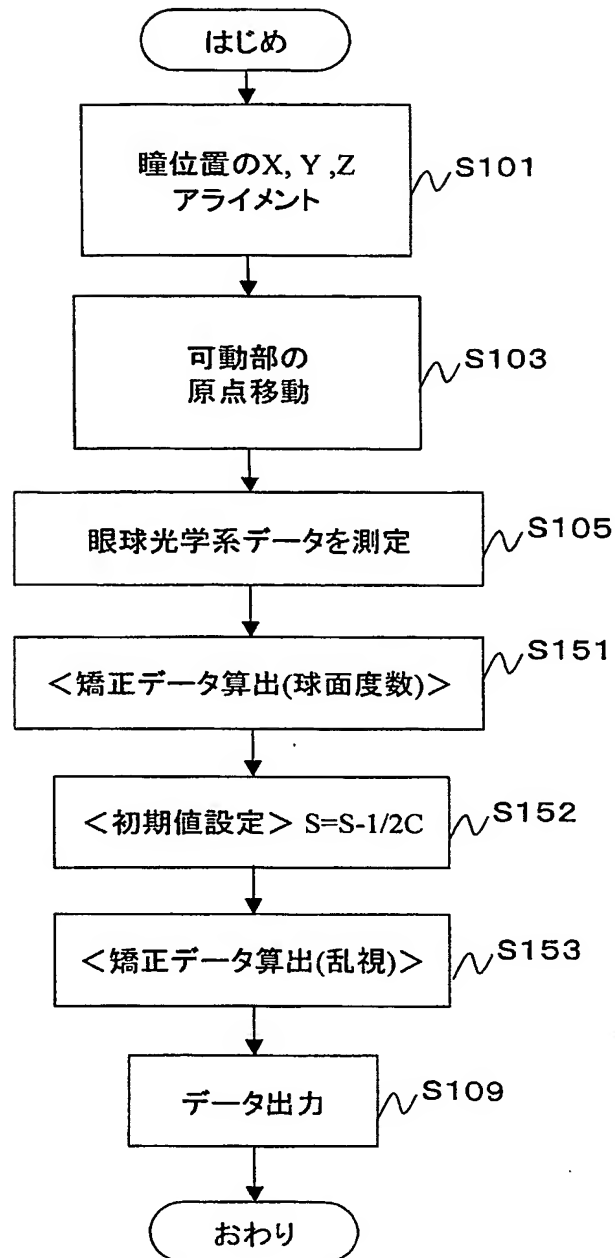




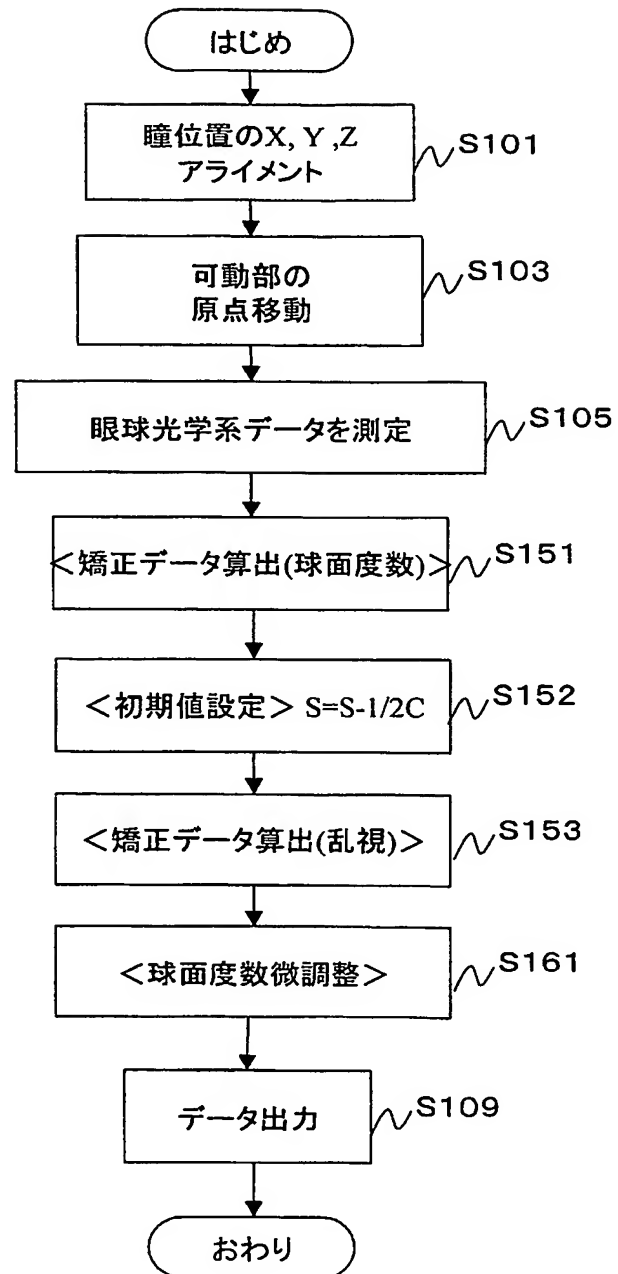
【図 15】



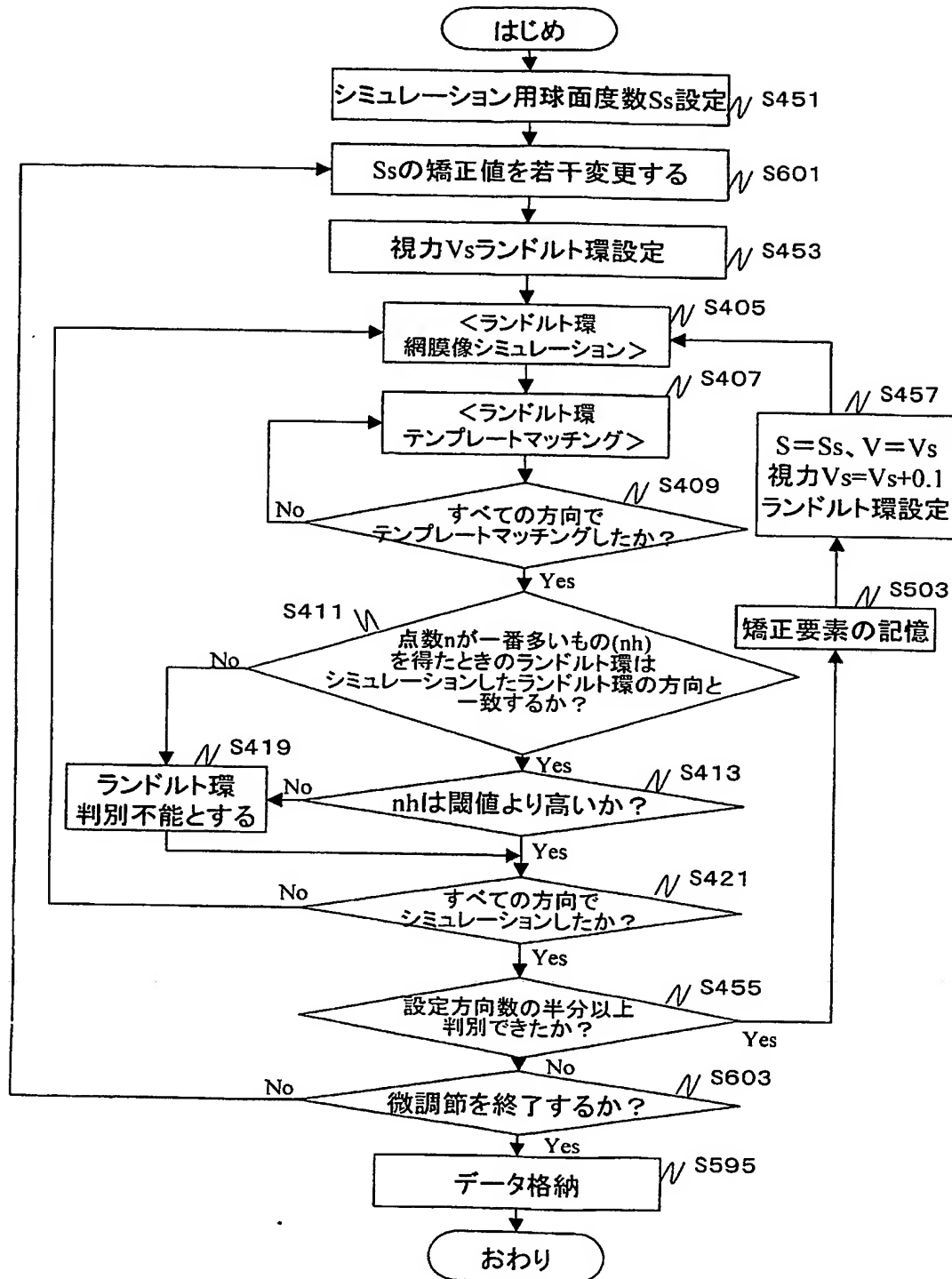
【図 16】



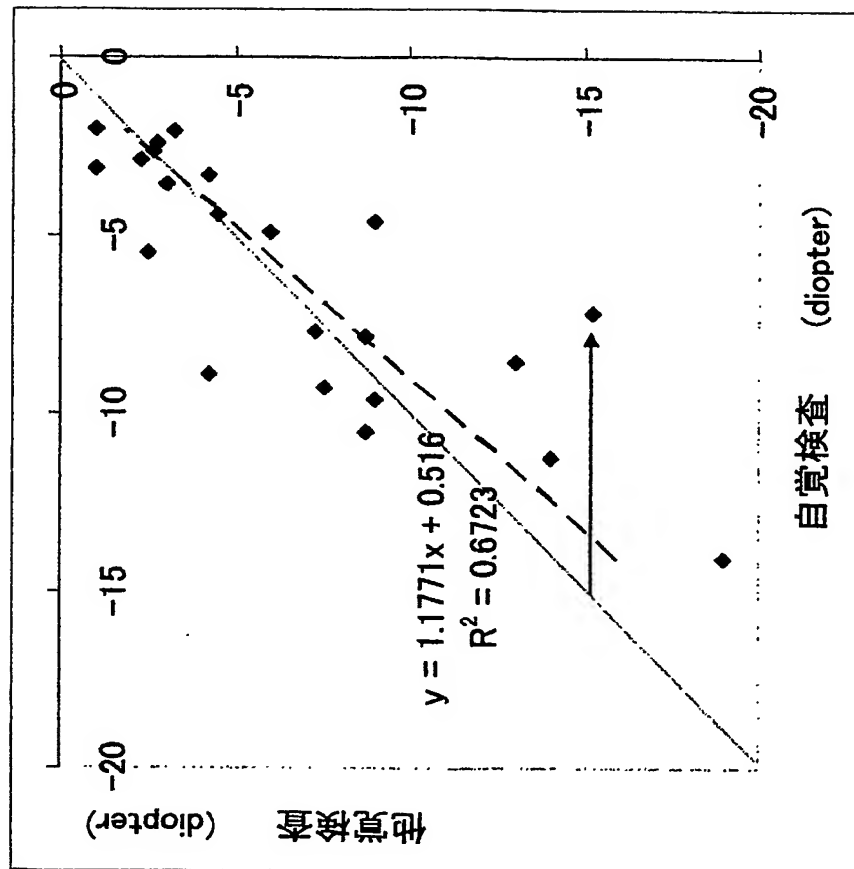
【図 17】



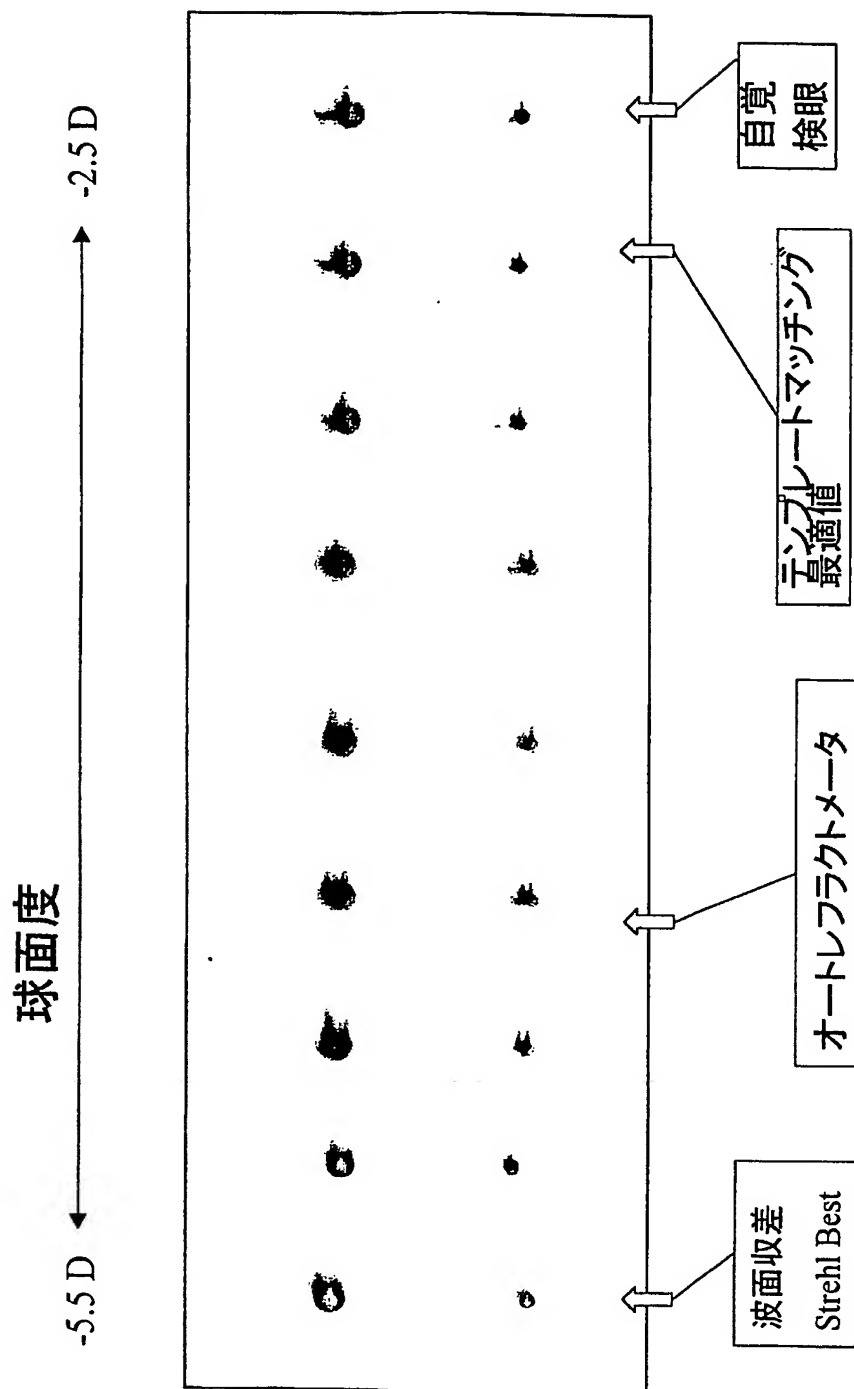
【図 18】



【図 19】



【図 20】

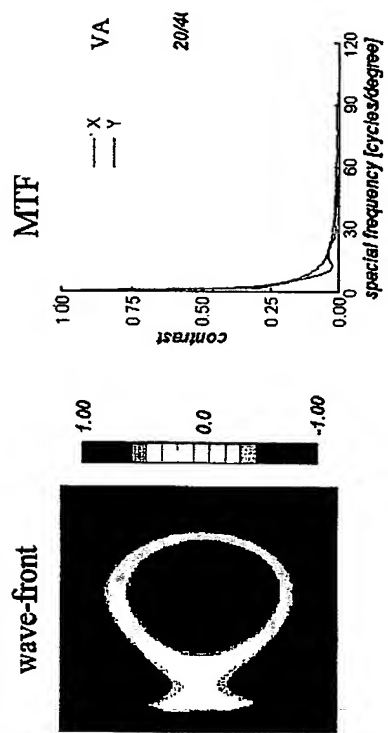


【図 21】

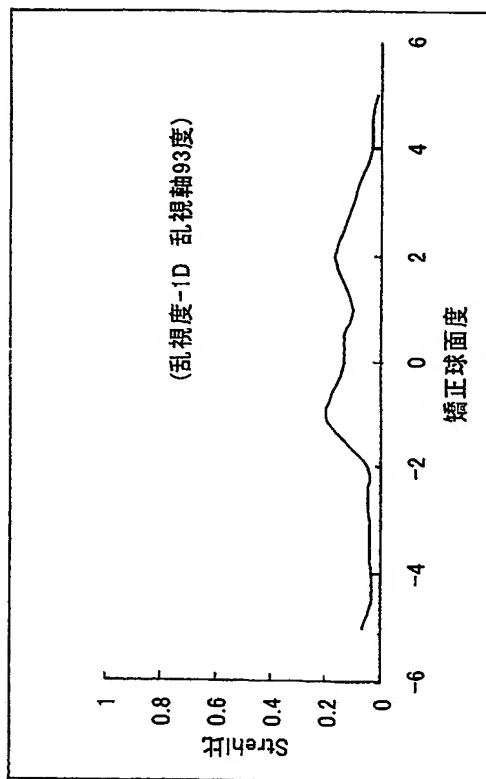
(A)

自覚検眼

球面度: -2.5 D



(B)



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高次収差まで測定できる眼特性測定装置で測定した結果から、画像の見えがよくなるような低次収差量を算出し、矯正要素のデータを求めることで、より自覚値に近い結果を得る。

【解決手段】 画像データ形成部は、少なくとも被検眼の波面収差を示す測定データに基づき（S401、S403）、屈折矯正のための矯正要素を考慮して、検眼用視標の見え具合のシミュレーションを行い視標網膜画像データを形成する（S405）。矯正要素設定部は、画像データ形成部に与える矯正要素を設定する（S417）。判定部は、矯正要素により矯正される矯正視標網膜画像データに基づき、適正な矯正要素が設定されているかどうかを判定する（S407～S421）。矯正要素設定部は判定部の結果に基づき矯正要素を設定し、判定部が適正な矯正要素であると判定するまで矯正要素設定部が矯正要素を変化させるように構成される。

【選択図】 図7



特願 2 0 0 2 - 2 6 8 0 3 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 2 2 0 3 4 3 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 8 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号

氏 名

株式会社トプコン

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: \_\_\_\_\_**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**